



**INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**EXAMES IMAGIOLÓGICOS EM CIRURGIA ORAL  
2D VERSUS 3D**

Trabalho submetido por  
**Inês Coelho Mourinha**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

**Setembro de 2020**





**INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**EXAMES IMAGIOLÓGICOS EM CIRURGIA ORAL  
2D VERSUS 3D**

Trabalho submetido por  
**Inês Coelho Mourinha**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por  
**Mestre João Carvalho Gomes**

E coorientado por  
**Prof. Doutor José Grillo Evangelista**

**Setembro de 2020**



## **Agradecimentos**

Em primeiro lugar, quero agradecer ao meu orientador Mestre João Carvalho Gomes e ao meu coorientador Professor Doutor José Grillo Evangelista pela disponibilidade, análise crítica e empenho demonstrado que acompanhou a realização deste trabalho.

Ao Instituto Universitário Egas Moniz, por ser a casa que, durante 5 anos, me acolheu e me ensinou a profissão que quero exercer e que me permitiu aprender com brilhantes docentes.

Um agradecimento aos meus pais e ao meu irmão, que me apoiaram e acreditaram em mim desde o início. Obrigada por todos os sacrifícios e aconselhamentos durante estes 5 anos.

A toda a restante minha família, pelas palavras de carinho, pelo amor e amizade que me transmitiram não só durante estes cinco anos mas durante toda a minha vida.

Ao Jorge, por todo apoio ao longo destes cinco anos, pela cumplicidade e gargalhadas nos momentos certos.

Aos meus amigos dentro e fora da faculdade por estarem sempre presentes, por me fazerem evoluir, crescer e acreditar em mim. Obrigada por contribuírem para a minha felicidade todos os dias e por tornarem estes últimos anos uma experiência incrível e inesquecível.

Obrigada!



## **Resumo**

Mais de um quarto de todas as radiografias feitas em todo o mundo são obtidas por dentistas, o que ilustra a importância da imagiologia para o diagnóstico na medicina dentária.

Durante mais de um século, na imagiologia, as radiografias bidimensionais foram a única fonte de informação e diagnóstico do complexo maxilofacial. No entanto, estas técnicas não são suficientes para se visualizar as complexas estruturas anatómicas do complexo maxilofacial, pelo que muitas vezes é necessário o auxílio das técnicas tridimensionais, nomeadamente a tomografia computadorizada convencional (TC) e a tomografia computadorizada de feixe cónico (CBCT). Estas técnicas ajudam a complementar os exames em 2D.

Este trabalho tem como objetivo abordar as várias técnicas imagiológicas 2D e 3D utilizadas em cirurgia oral. Passando pela sua evolução histórica, o seu princípio de funcionamento, vantagens e desvantagens e ainda a sua aplicação nas várias áreas da medicina dentária, com especial enfoque na cirurgia oral.

Palavras chave: Imagiologia; Cirurgia Oral; Imagiologia Dentária





## **Abstract**

More than a quarter of all radiographs worldwide are provided by dentists, which illustrates the importance of imaging for diagnosis in dentistry.

For more than a century two-dimensional radiographs were the only source of information for the diagnosis of the maxillofacial complex. However, these techniques are not sufficient to visualize the anatomical structures of the maxillofacial complex, so it is often necessary to use three-dimensional techniques such as conventional computed tomography (TC) and cone beam computed tomography (CBCT). These techniques help to complement 2D exams.

This work aims to address the various 2D and 3D imaging techniques used in oral surgery. Going through its historical evolution, its principle of operation, advantages and disadvantages and also its application in the various areas of dentistry, with special focus on oral surgery.

**Keywords:** Imagiology; Oral Surgery; Dental Imaging



# ÍNDICE

<b>ÍNDICE DE FIGURAS .....</b>	<b>7</b>
<b>LISTA DE SIGLAS .....</b>	<b>9</b>
<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>11</b>
<b>II. DESENVOLVIMENTO.....</b>	<b>15</b>
1. Radiografia Convencional versus Digital.....	15
2. Exames Imagiológicos 2D.....	15
2.1 Radiografias Intraorais .....	15
2.1.1. Radiografia Periapical .....	17
2.1.1.1. Técnica do Paralelismo .....	18
2.1.1.2. Técnica da Bisettriz .....	19
2.1.2. Radiografia Oclusal .....	21
2.1.3. Erros das Técnicas Intraorais.....	22
2.1.4. Limitações das Técnicas Intraorais.....	26
2.1.5. Conforto do Doente .....	26
2.2. Radiografias Extraorais .....	26
2.2.1. Indicações das Técnicas Extraorais .....	27
2.2.2. Ortopantomografia.....	28
2.2.2.1. Princípio de Funcionamento .....	29
2.2.2.2. Posicionamento do Doente .....	32
2.2.2.3. Radiação.....	33
2.2.2.4. Vantagens.....	34
2.2.2.5. Desvantagens .....	35
2.2.2.6. Indicações .....	36
2.2.2.7. Erros das Técnicas Extraorais .....	37
3. Exames imagiológicos 3D .....	38
3.1. Tomografia Computorizada .....	38
3.1.1. Princípio de Funcionamento.....	38
3.1.2. Vantagens .....	41
3.1.3. Desvantagens .....	42
3.1.4. Aplicação do TC na Medicina Dentária .....	42
3.1.5. Diferenças entre a TC Convencional e o CBCT.....	43
3.2 Tomografia Computorizada de Feixe Cónico .....	45
3.2.1. Tipos de equipamento do CBCT .....	46
3.2.2. Princípio de Funcionamento .....	47

3.2.3. Campo de Visão .....	51
3.2.4. Radiação .....	52
3.2.5. Vantagens .....	53
3.2.6. Desvantagens .....	54
3.2.7. Artefactos .....	56
3.2.8. Aplicação do CBCT na Medicina Dentária .....	57
3.2.8.1. Implantologia .....	57
3.2.8.2. Cirurgia Oral .....	58
3.2.8.3. Endodontia .....	59
3.2.8.4. Ortodontia .....	60
3.2.8.5. Periodontologia .....	60
3.2.8.6. Patologia Oral .....	61
3.2.8.7. Diagnósticos da Articulação Temporomandibular .....	62
3.2.8.8. Medicina dentária forense .....	62
3.2.8.9. Outras aplicações .....	63
<b>III. CONCLUSÃO .....</b>	<b>65</b>
<b>IV. BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>67</b>

## INDÍCE DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> - Unidade para obtenção de radiografias intraorais. ....	16
<b>Figura 2</b> - Radiografia Periapical. ....	17
<b>Figura 3</b> - Técnica do Paralelismo.....	18
<b>Figura 4</b> - Técnica da Bisettriz.....	19
<b>Figura 5</b> - Radiografia oclusal. ....	21
<b>Figura 6</b> - Corte de Cone. ....	22
<b>Figura 7</b> - Alongamento. ....	23
<b>Figura 8</b> - Encurtamento.....	24
<b>Figura 9</b> - Sobreposição dos contactos interproximais.....	24
<b>Figura 10</b> - Radiografias efetuadas com os parâmetros de exposição incorretos. ....	25
<b>Figura 11</b> – Ortopantomografia. ....	28
<b>Figura 12</b> - Ortopantomógrafo com CBCT. ....	30
<b>Figura 13</b> - Princípio de funcionamento do ortopantomógrafo.....	31
<b>Figura 14</b> - Um exemplo de uma unidade de TC. ....	39
<b>Figura 15</b> - Princípio de funcionamento da TC.....	40
<b>Figura 16</b> - Diferença entre a configuração dos feixes de radiação da TC convencional e do CBCT.....	44
<b>Figura 17</b> - Imagens obtidas pelo CBCT, em vários planos.....	45



## **LISTA DE SIGLAS**

**RVG** – Radio Visio Grafia

**TC** – Tomografia Computorizada

**MDCT** – Multidetector Computed Tomography (Tomografia Computorizada de Múltiplos Detetores)

**MSCT** – Multislice Computed Tomography (Tomografia Computorizada de Multicorte)

**CBCT** – Cone Beam Computed Tomography (Tomografia Computorizada de Feixe Cónico)

**FOV** – Field of View (Campo de Visão)

**ATM** – Articulação Temporomandibular

**MIC** – Máxima Intercuspidação

**ROI** – Região de Interesse

**ALARA** – Tão baixo quanto razoavelmente possível

**ALADA** – Tão baixo quanto possível para o diagnóstico

**EOA** – Associação Europeia de Osteointegração

**ICOI** – Congresso Internacional de Implantologia Oral

**2D** – Duas Dimensões

**3D** – Três Dimensões





## INTRODUÇÃO

No dia 8 de novembro de 1895, Wilhelm Conrad Röntgen, professor de Física e diretor do Instituto de Física da Universidade de Würzburg na Alemanha descobriu o raio-x. Nesse dia, Röntgen trabalhava com um tubo de Hitorff-Crookes que tinha envolvido em cartão negro para que a luz não emanasse do seu interior (Panchbhai, 2015). O seu laboratório estava escurecido e reparou que um prato coberto de um lado com platinocianeto de bário que se encontrava no trajeto dos raios tornava-se fluorescente, mesmo encontrando-se a mais de um metro de distância (Nicholls, 2019; Panchbhai, 2015). O professor repetiu esta experiência inúmeras vezes e concluiu que este fenómeno não podia ser causado pela luz comum ou pelos raios catiónicos, uma vez que estes não eram capazes de viajar estas distâncias (Panchbhai, 2015). Este fenómeno desconhecido obteve assim o nome de raio-x. Foi escolhido o termo “X” por ser o símbolo universal do termo desconhecido, e o “raio” porque viajava em linha reta (Panchbhai, 2015).

Röntgen apercebeu-se que estava a realizar experiências com uma nova forma de radiação que conseguia fazer fluorescer as placas de platinocianeto de bário que ele mantinha a alguma distância. Dedicou-se a estudar este fenómeno e, no final de 1985, foi capaz de gravar uma imagem da mão da sua esposa numa exposição de 15 minutos onde se via claramente os seus ossos e a aliança de casamento (Panchbhai, 2015).

É difícil precisar quem terá tirado a primeira radiografia da cavidade oral. O professor Walter König (Frankfurt, Alemanha), Otto Walkoff (Brunschweig, Alemanha) e Frank Harrison (Sheffield, Inglaterra), obtiveram radiografias dentárias um mês após a descoberta de Röntgen (Panchbhai, 2015).

Walkhoff, a 14 de janeiro de 1896, usou uma placa fotográfica de vidro envolvida em papel preto e borracha, a fim de tirar uma radiografia da sua própria cavidade oral, tendo-se submetido a um tempo de exposição de 25 minutos (Panchbhai, 2015).

A imagiologia é definida como um conjunto de técnicas e processos utilizados na obtenção de imagens do corpo humano para fins clínicos e/ou científicos (Pisco & Souza, 2009).

Jacobs & Quirynem afirmam que mais de um quarto das radiografias mundiais, são obtidas por médicos dentistas (Jacobs & Quirynem, 2014). Desde a descoberta do raio-x, a imagiologia progrediu muito e é aplicada nas várias áreas da medicina, sendo esta uma

área que sofreu uma grande evolução com a introdução da radiografia, que veio complementar e solucionar dúvidas no exame clínico, permitindo ao profissional de saúde um diagnóstico mais preciso e um planeamento mais seguro no tipo de tratamento (Hubar & Caballero, 2017; Shah et al., 2014; Freitas et al., 2004).

A cirurgia oral é uma das várias áreas da cirurgia, cuja atividade é realizada na cavidade oral e que diz respeito ao diagnóstico e tratamento cirúrgico de patologias, anormalidades ou lesões dos dentes, boca, maxilares e tecidos adjacentes. É regida pelos princípios da cirurgia geral, mas possui peculiaridades próprias que se adequam à área anatómica a ser tratada (Aytés & Escoda, 2004).

As técnicas radiográficas usadas em medicina dentária podem ser categorizadas como intraorais ou extraorais, analógicas ou digitais, bidimensionais ou tridimensionais (Shah et al., 2014).

Na cirurgia oral usam-se diversas técnicas radiográficas tais como a ortopantomografia, radiografias intraorais e ainda outras técnicas radiográficas, onde estão englobadas a tomografia computadorizada (TC) e a tomografia computadorizada de feixe cónico (CBCT) (Aytés & Escoda, 2004).

Durante muito tempo, as radiografias convencionais foram as principais fontes de informação para o diagnóstico (Jacobs & Quirynem, 2014). No entanto, as técnicas intraorais e extraorais, quando são utilizados individualmente ou em conjunto, sofrem das mesmas limitações inerentes a todas as projeções bidimensionais: ampliação, distorção e representação incorreta das estruturas, uma vez que estas técnicas não exibem as estruturas tridimensionais complexas totalmente (Jacobs & Quirynem, 2014; Scarfe & Farman, 2008). Assim, as imagens obtidas com a tomografia computadorizada tridimensional permitem um planeamento mais seguro do que quando estão apenas disponíveis as técnicas bidimensionais, uma vez que estas têm a capacidade de fornecer dados 3D completos sem distorção e sobreposição das estruturas anatómicas (Thongvigitmanee et al., 2013; Van Assche et al., 2007).

As técnicas radiográficas em medicina dentária desempenham um papel fundamental na deteção de doenças, no planeamento dos tratamentos e como complemento do exame clínico do doente para se poderem confirmar dados observados no exame clínico (Aytés & Escoda, 2004; Zakirov et al., 2018). Estas imagens permitem ao profissional de saúde

identificar muitas condições que, de outra forma poderiam passar despercebidas e observar condições que não podem ser identificadas clinicamente (Zakirov et al., 2018).

Tem-se verificado um aumento relativo à utilização da radiação para diagnóstico em medicina dentária. Não restam dúvidas sobre os benefícios que estas técnicas introduziram no diagnóstico, planeamento, tratamento e *follow up* nas diversas áreas de atuação do profissional de saúde (Pisco & Souza, 2009; Freitas et al, 2004).



## **II. DESENVOLVIMENTO**

### **1. Radiografia Convencional versus Digital**

A obtenção das radiografias convencionais necessita de uma câmara escura, do manuseamento de químicos e está frequentemente associada a erros durante o seu processamento (Shah et al., 2014). Este método convencional tem um custo maior a longo prazo, uma vez que é necessário adquirir constantemente películas e soluções para o processamento químico, consome mais tempo, uma vez que é necessário esperar que a radiografia seja revelada e também tem mais manutenção envolvida, como a limpeza do processador de películas e a mudança dos líquidos (Van Der Stelt, 2008). Desvantagens estas que podem ser superadas com as radiografias digitais (Shah et al., 2014).

O primeiro Sistema de radiografia digital (RVG – *Radio-visio-graphy*) foi introduzido no mercado pela marca *Trophy* em França em 1987 e o método consiste em capturar a imagem radiográfica com um sensor, transmitindo-a a um computador onde fica armazenada. Uma das suas principais vantagens é a redução da dose de radiação até 80%, quando comparado com a radiografia convencional (Shah et al., 2014).

Outros benefícios incluem a capacidade de visualização e armazenamento da imagem num computador, rápida aquisição da mesma, ausência de processamento químico e a manipulação da radiografia através do ajuste do contraste, densidade, brilho e orientação da imagem sem exposição adicional do doente (Shah et al., 2014; Williamson, 2011).

Tem como desvantagens a necessidade de aquisição de hardware (Sensor e computador) e software (Shah et al., 2014; Williamson, 2011).

## **2. Exames imagiológicos 2D**

### **2.1 Radiografias Intraorais**

A radiografia intraoral é a técnica radiográfica mais utilizada em medicina dentária (Vandenberghe et al., 2010). Tem esta denominação porque a película ou recetor são mantidos dentro da cavidade oral no momento de obtenção das radiografias (Junior et al., 2013).

Através de um gerador de raios-x (figura 1) e um recetor/película intraoral, é obtida uma imagem de uma área do processo dento-alveolar (Vandenberghe et al., 2010). São muitas vezes, as únicas radiografias necessárias para a identificação de patologias dentárias e são normalmente efetuadas pelo próprio profissional de saúde (Boeddinghaus & Whyte, 2008).



Figura 1 - Unidade para obtenção de radiografias intraorais. Imagem obtida na clínica dentária do IUEM.

É um exame complementar de diagnóstico que providencia informações sobre a estrutura interna das peças dentárias e dos seus tecidos de suporte, tendo como uma das suas principais desvantagens a sobreposição, o que resulta no colapso de estruturas tridimensionais em imagens bidimensionais e dificulta a visualização da área de interesse. O seu objetivo principal é minimizar a exposição do doente e maximizar a interpretação e diagnóstico de lesões (Shah et al., 2014; Williamson, 2011).

Os três tipos de radiografias intraorais são a radiografia periapical, a radiografia interproximal e a radiografia oclusal (Shah et al., 2014; Vandenberghe et al., 2010).

### 2.1.1. Radiografia Periapical

A radiografia periapical (figura 2) é definida como uma projeção que captura o comprimento inteiro de um ou mais dentes, desde a coroa dentária até à área periapical, visualizando-se o espaço do ligamento periodontal e o osso em redor do dente (Aytés & Escoda, 2004; Hubar & Caballero, 2017; Shah et al., 2014). Pelo menos dois milímetros de osso devem ser visíveis por baixo do ápex para que o profissional de saúde possa eliminar por exemplo a possibilidade de lesão periapical. Também é importante obter projeções periapicais de regiões edêntulas da cavidade oral pois estas por vezes podem revelar patologias, dentes supranumerários, raízes retidas, entre outras (Hubar & Caballero, 2017).



Figura 2 - Radiografia Periapical.

Neste exame, utiliza-se a película periapical para adulto (3 x 4 cm) ou para uso pediátrico (2 x 3 cm) (Junior et al., 2013).

Estão referenciadas duas técnicas na radiografia intraoral que estão diretamente relacionadas com o posicionamento do recetor/película radiográfica e com a emissão de radiação: A técnica do paralelismo e a técnica da bisetritz (Hubar & Caballero, 2017; Junior et al., 2013). São indicadas para o estudo radiográfico do órgão dentário, região periapical e estruturas contíguas (Junior et al., 2013). Por meio destas técnicas, podemos identificar cáries, restaurações debordantes, a relação entre a dentição decídua e permanente, mineralizações ou nódulos pulpare, reabsorções radiculares internas ou externas, anomalias dentárias, lesões periapicais e outras doenças ósseas, dentes

supranumerários e raízes retidas, entre outras (Hubar & Caballero, 2017; Junior et al., 2013).

Independentemente da técnica utilizada, o operador deve estar familiarizado com a anatomia oral. Como apenas as coroas dos dentes são visíveis, deve ser visualizado mentalmente o tamanho das raízes para que se possa colocar o recetor ou a película mais precisamente (Hubar & Caballero, 2017).

#### 2.1.1.1. Técnica do Paralelismo

Foi idealizada por Price em 1904, e é a técnica mais utilizada em medicina dentária. O princípio desta técnica requer que o longo eixo do dente e o recetor/película estejam posicionados paralelamente um ao outro e que o feixe de radiação esteja direccionado perpendicularmente a estes (Hubar & Caballero, 2017; Junior et al., 2013; Shah et al., 2014; Vandenberghe et al., 2010; Williamson, 2011). Se o operador seguir estes dois princípios, o resultado será uma imagem com um mínimo de distorção (Hubar & Caballero, 2017).

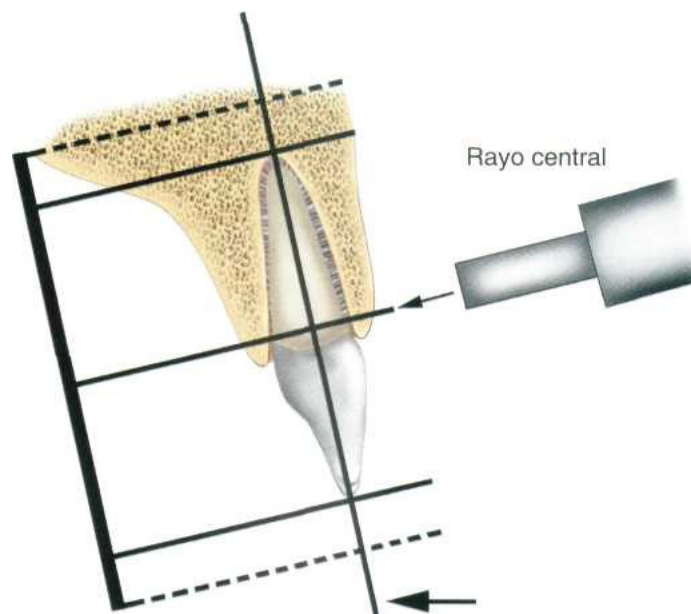


Figura 3 - Técnica do Paralelismo. (Fonte - adaptado de Aytés & Escoda, 2004)



Para manter a película na posição intraoral adequada, é utilizado um instrumento chamado paralelizador. Devido a este instrumento a técnica do paralelismo dispensa o posicionamento rígido da cabeça do doente, angulações verticais ou horizontais e áreas de incidência pré-determinadas (Junior et al., 2013).

Como referido anteriormente, esta técnica produz menos ampliação e distorção na imagem. No entanto há limitações práticas, uma vez que a fonte do feixe deve ser posicionada de preferência a 30 cm do recetor, o que implica que estando a fonte mais afastada do mesmo, o tempo de exposição seja maior. Poderá também haver dificuldade no alinhamento do tubo com o recetor se o campo de espaço for limitado (Hubar & Caballero, 2017).

### 2.1.1.2. Técnica da Bissetriz

Introduzida por Cieszynsky em 1907, nesta técnica o longo eixo do dente e o plano do recetor/película formam dois lados de um triângulo. O profissional de saúde deve visualizar a bissetriz entre esses dois lados do triângulo e direccionar o feixe de forma a que este fique perpendicular a essa bissetriz (Hubar & Caballero, 2017; Junior et al., 2013; Williamson, 2011).

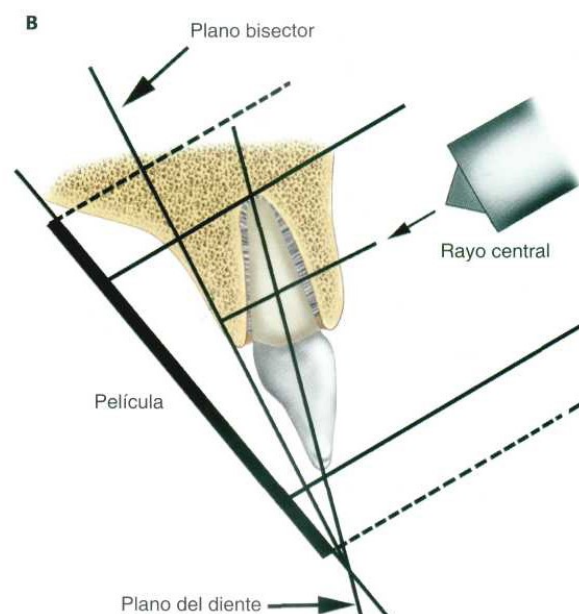


Figura 4 - Técnica da Bissetriz. (Fonte - adaptado de Aytés & Escoda, 2004)

Ao contrário da técnica do paralelismo, a técnica da bissetriz exige um posicionamento correto da cabeça do doente e angulações verticais e horizontais. A estabilização da película é normalmente feita pelo próprio doente: na maxila, com o dedo polegar da mão do lado oposto a ser radiografado e os restantes dedos apoiados na face. Na mandíbula, a manutenção é feita com o dedo indicador, também da mão do lado oposto e o dedo polegar apoiado no mento, ficando os demais dedos fechados (Junior et al., 2013). Em alternativa, uma variedade de suportes pode ser utilizada para o correto posicionamento do recetor/película em diferentes locais da cavidade oral (Williamson, 2011). A película deve permanecer reta (sem se curvar ou se dobrar) para evitar distorções da imagem radiográfica e ultrapassar as superfícies oclusais ou incisais, de 3 a 5 mm (Junior et al., 2013).

É um método útil quando a colocação correta do recetor não pode ser alcançada devido a obstáculos anatómicos ou dificuldades de colocação. (Williamson, 2011) Os doentes jovens cuja mandíbula ainda se encontra em crescimento, que tenham reflexo de vômito ou um palato raso, podem beneficiar com o uso desta técnica. Embora os tempos de exposição sejam curtos em ambas as técnicas, o tubo pode ser colocado mais próximo do doente, o que permite que haja um tempo de exposição mais curto. É uma técnica que funciona bem com um campo de espaço limitado contrariamente à técnica do paralelismo (Hubar & Caballero, 2017).

No entanto, este método produz imagens menos ideais, uma vez que o recetor/película e o dente não estão no mesmo plano vertical (Williamson, 2011). Há uma maior distorção da imagem, as zonas dos ápexes do maxilar superior ficam obscurecidas por vezes devido ao arco zigomático, há menos detalhe nas zonas apicais quando comparadas com as zonas coronárias dos dentes e há uma falta de padronização no alinhamento do tubo entre os doentes. É uma técnica que depende mais da experiência do operador, se o ângulo não for dividido corretamente, pode ocorrer encurtamento ou alongamento da imagem (Hubar & Caballero, 2017).

### 2.1.2. Radiografia Oclusal

Na projeção oclusal (figura 5), o recetor/película é colocado entre as superfícies oclusais de ambas as arcadas dentárias e o doente é instruído para o morder suavemente mantendo-o em posição (Hubar & Caballero, 2017; Shah et al., 2014; Vandenberghe et al., 2010). Uma imagem oclusal dá ao profissional de saúde uma perspetiva da região lingual que não se consegue visualizar com uma radiografia periapical ou panorâmica (Hubar & Caballero, 2017). Pode ser utilizado um recetor de qualquer tamanho pois este não altera os princípios da técnica oclusal, controla apenas a quantidade de estruturas visíveis na imagem. No entanto, um recetor maior (aproximadamente 7x5 cm) é preferível pois dá-nos uma imagem mais ampla quando comparado à radiografia executada com um recetor menor. O tubo pode ser orientado em direção ao mento para projeções mandibulares, nariz, para projeções maxilares ou lateralmente para projeções laterais (Vandenberghe et al., 2010).

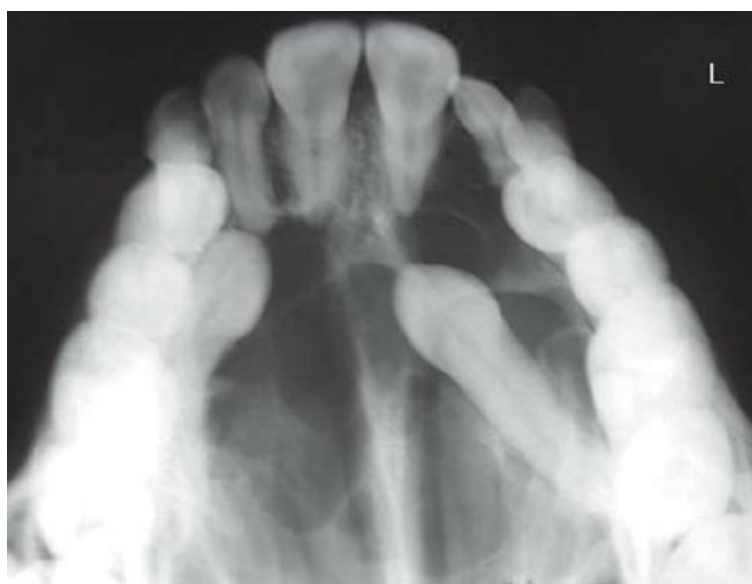


Figura 5 - Radiografia oclusal. (Fonte - [https://www.researchgate.net/profile/Sunil\\_Mishra4/publication/272680137/figure/fig3/AS:294941004713989@1447330823641/Occlusal-radiograph-showing-large-multilocular-radiolucency-with-scalloped-borders.png](https://www.researchgate.net/profile/Sunil_Mishra4/publication/272680137/figure/fig3/AS:294941004713989@1447330823641/Occlusal-radiograph-showing-large-multilocular-radiolucency-with-scalloped-borders.png))

As imagens oclusais adicionam informação relevante ao diagnóstico, principalmente se o equipamento para radiografias extraorais não estiver disponível. É uma técnica útil quando os doentes têm uma abertura limitada da boca como no caso de trismos, o que

impossibilita a colocação do paralelizador para as radiografias periapicais ou quando é necessário observar estruturas que não se consigam observar com as restantes técnicas radiográficas, na localização de inclusões dentárias, dentes supranumerários, litíases nos ductos das glândulas submandibulares, para a observação da expansão do osso cortical, presença de corpos estranhos nos maxilares, visualização do deslocamento de fraturas, entre outras (Aytés & Escoda, 2004; Hubar & Caballero, 2017; Shah et al., 2014; Vandenberghe et al., 2010).

### **2.1.3. Erros das Técnicas Intraorais**

Quando os princípios das radiografias não são aplicados, erros técnicos podem ocorrer. Independentemente de ser utilizada a técnica da bisettriz ou do paralelismo, vários fatores devem ser considerados na aquisição de uma boa radiografia (Hubar & Caballero, 2017; Williamson, 2011).

**Corte de cone:** Refere-se a uma área que não é exposta na periferia da radiografia intraoral. É o resultado do mau alinhamento do feixe de radiação com o recetor (Williamson, 2011).



Figura 6 - Corte de Cone.

**Erro de posicionamento:** Quando o recetor não está posicionado corretamente para se adquirirem imagens dos dentes corretos ou quando todo o comprimento do dente não aparece na radiografia (Williamson, 2011). Isto também pode acontecer se o dente for mais longo que o recetor (Hubar & Caballero, 2017).

**Alongamento:** A subangulação do tubo vai fazer com que o comprimento do dente pareça mais longo, o que pode projetar o ápex do dente para fora do recetor (Hubar & Caballero, 2017). Para corrigir este problema, o operador deve aumentar a angulação vertical do tubo (Williamson, 2011).



Figura 7 - Alongamento.

**Encurtamento:** Uma angulação vertical excessiva causa este encurtamento, o que fará com que o dente pareça ser mais curto do que realmente é (Hubar & Caballero, 2017). Neste caso, para correção, é necessário diminuir a angulação vertical do tubo (Williamson, 2011).



Figura 8 - Encurtamento.

**Sobreposição dos contactos interproximais:** Uma angulação horizontal incorreta do tubo pode causar a sobreposição das superfícies interproximais de dentes adjacentes. Isto acontece quando o tubo está demasiado para mesial ou distal das estruturas a radiografar ou quando há apinhamento dentário. Este problema pode ser ultrapassado ao direccionar-se o feixe de radiação para o espaço interproximal (Williamson, 2011).

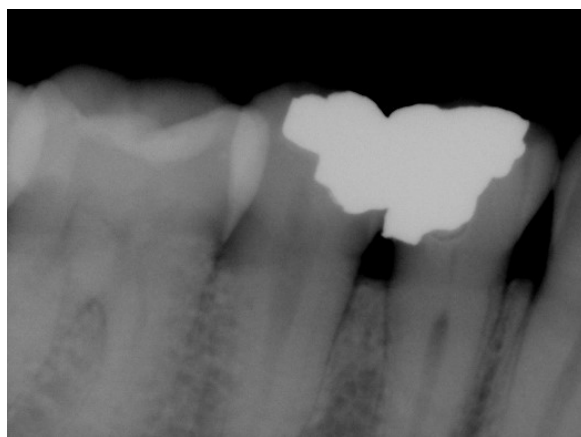


Figura 9 - Sobreposição dos contactos interproximais.

**Exposição:** As estruturas anatómicas têm de ser expostas à quantidade certa de radiação para se produzirem imagens nítidas, caso contrário, produzem-se imagens muito escuras ou muito claras (Williamson, 2011). É importante compreender que os valores padrão de exposição à radiação não são universais (Hubar & Caballero, 2017). Devem-se considerar vários fatores para determinar os parâmetros de radiação adequados tais como, o tamanho físico do doente, se se trata de uma região anterior ou posterior do maxilar superior ou da

mandíbula, o tipo de recetor a ser usado, a distância e angulação do tubo em relação ao recetor e a espessura das estruturas a serem radiografadas (Hubar & Caballero, 2017; Williamson, 2011).

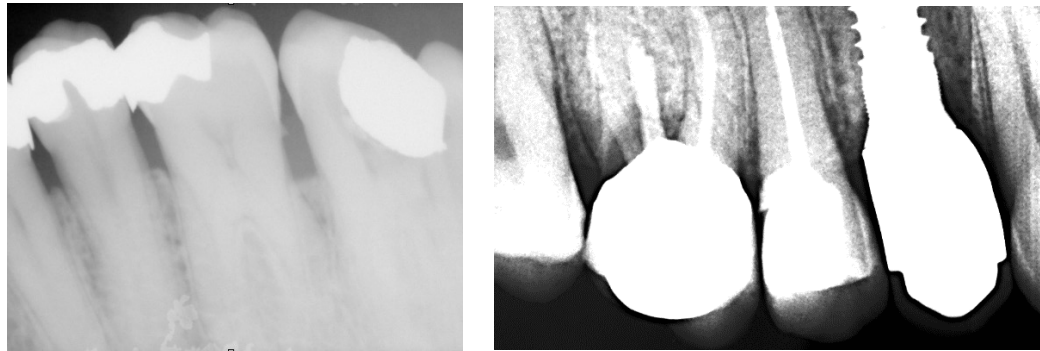


Figura 10 - Radiografias efetuadas com os parâmetros de exposição incorretos.

**Movimentação:** Idealmente, o doente, o tubo e o recetor mantêm-se imóveis durante a exposição. Qualquer movimento poderá diminuir a nitidez da imagem. O movimento do recetor ou da cabeça do doente durante a exposição vão produzir uma imagem desfocada. Os movimentos do tubo durante a exposição embora produzam desfoque, este é mais subtil (Hubar & Caballero, 2017).

**Artefactos:** Os doentes devem ser instruídos para removerem adornos radiopacos (por exemplo próteses e óculos) antes da radiografia intraoral pois as estruturas metálicas podem ficar projetados na zona do ápex dos dentes, o que implica que uma nova radiografia seja tirada e consequentemente, mais exposição do doente à radiação (Hubar & Caballero, 2017).

#### **2.1.4. Limitações das Técnicas Intraorais**

A maior limitação da radiografia intraoral é a sua natureza bidimensional com as sobreposições das estruturas anatómicas. Este facto limita muitas vezes a distinção entre as faces vestibular e lingual. A técnica intraoral é também mais sujeita a erros de projeção que podem criar sobreposições das faces interproximais das coroas dos dentes. Na direção craniocaudal, erros de projeção podem levar à interpretação errada quanto à altura do osso alveolar, situação particularmente desvantajosa no planeamento de reabilitações dentárias com implantes osteointegrados (Vandenberghe et al., 2010).

#### **2.1.5. Conforto do Doente**

É necessário garantir que os doentes estejam o mais confortável possível durante a obtenção da radiografia intraoral. Não só é benéfico para os doentes como há uma maior probabilidade de a imagem obtida ser a ideal, o que reduz as repetições muitas vezes associadas ao movimento do doente ou à deslocação do recetor quando a radiografia está a ser executada. Reflexo de vomito ou desconforto associados com as bordas dos recetores são as principais fontes de desconforto do doente (Williamson, 2011).

### **2.2. Radiografias Extraorais**

As técnicas radiográficas denominadas extraorais são todas aquelas nas quais a película/recetor é posicionada fora da cavidade oral, possibilitando a realização de radiografias que favoreçam uma avaliação mais ampla das regiões craniofaciais (Hubar & Caballero, 2017; Junior et al., 2013). São utilizadas para se examinar áreas maiores dos maxilares e do crânio, monitorizar o crescimento e desenvolvimento craniofacial, localizar dentes impactados, lesões patológicas e avaliar a ATM (articulação temporomandibular) (Shah et al., 2014).



A sua indicação, em algumas situações, é imprescindível como auxiliar para um diagnóstico mais conclusivo e são muitas vezes associadas às técnicas intraorais para a obtenção de uma imagem mais rica em detalhes (Junior et al., 2013).

Assim como em todas as radiografias, é ideal que a imagem tenha a melhor definição possível e densidade e contraste de grau médio. Para tal resultado, é preciso conhecer bem os fatores que interferem na formação da imagem e no posicionamento do doente (Junior et al., 2013).

Estas imagens são particularmente benéficas para doentes que precisem de tratamento ortodôntico, implantes ou procedimentos cirúrgicos orais. Tipicamente, a radiografia extraoral inclui as projeções panorâmicas e a telerradiografia de perfil (Hubar & Caballero, 2017).

### **2.2.1. Indicações das Técnicas Extraorais**

Junior et al referem como indicações das técnicas extraorais (Junior et al., 2013):

- Coadjuvantes das radiografias intraorais no estudo das alterações da maxila e mandíbula;
- Localização, identificação e delimitação de fraturas;
- Localização de corpos estranhos, dentes inclusos e raízes retidas;
- Exames com contraste, para as glândulas salivares (sialografias). Pesquisa de cálculos salivares nos dutos excretores das glândulas parótida e submandibular;
- Delimitação de grandes áreas patológicas;
- Avaliação em Ortodontia, ortopedia funcional e cirurgia ortognática;
- Avaliação radiográfica nos doentes com trismos, reflexo de vômito ou intolerância pela colocação da película intraoralmente;
- Exame radiográfico dos doentes com necessidades especiais;
- Permitem o acompanhamento radiográfico pós-operatório em diversos procedimentos.

### **2.2.2. Ortopantomografia**

As primeiras tentativas para a obtenção de uma imagem de toda a maxila e mandíbula numa só radiografia foram feitas no início do século XX (Junior et al., 2013). A radiografia panorâmica tornou-se desde então uma ferramenta importante e popular no diagnóstico após a sua introdução na década de 1950 e a sua grande aceitação durante os anos 70 e 80 provocaram um grande progresso na imagiologia em medicina dentária. Desde então, os ortopantomógrafos tornaram-se comuns nos consultórios médicos (Hubar & Caballero, 2017; Scarfe & Farman, 2008; Shah et al., 2014).

Com a ortopantomografia (figura 11) consegue-se obter uma visão completa dos maxilares e de todos os dentes numa única radiografia (Aytés & Escoda, 2004; Shah et al., 2014). Dá-nos uma imagem bidimensional (2D) do osso maxilar e mandibular, o que causa sobreposição das estruturas anatómicas tal como as técnicas intraorais (Suomalainen et al., 2015; Zegan et al., 2019). É uma técnica utilizada para produzir uma representação plana das superfícies curvas dos maxilares (Shahbazian & Jacobs, 2012).



Figura 11 – Ortopantomografia.

Trata-se de uma técnica radiográfica que permite uma visão global de todas as estruturas que compõem o complexo maxilomandibular (dentes, tecido ósseo de suporte e estruturas anatómicas adjacentes, seios maxilares, articulações temporomandibulares e seios nasais) com uma única exposição. É um procedimento fácil, que tem uma reprodução nítida, um

bom contraste e uma dose de radiação mais baixa do que o conjunto de radiografias intraorais que compõem um status radiográfico, mas que não tem tantos detalhes anatómicos como estas, embora tenha mais distorções e menos resolução (Aytés & Escoda, 2004; Junior et al., 2013; Shah et al., 2014).

A imagem panorâmica é um dos exames radiográficos standard em medicina dentária e é comumente feito pelos dentistas e cirurgiões orais devido ao seu relativo baixo custo e disponibilidade (Gutiérrez-Marquez et al., 2018; Vandenberghe et al., 2010). É uma radiografia utilizada como exame preliminar para se observar o osso e a dentição, identificar os dentes inclusos, avaliar as articulações temporomandibulares, a posição dos implantes e auxiliar no diagnóstico de fraturas maxilares e mandibulares, embora nalguns casos, sendo uma imagem 2D, não seja suficiente para fazer o diagnóstico (Shah et al., 2014; Zegan et al., 2019).

### **2.2.2.1. Princípio de Funcionamento**

A radiografia panorâmica é o resultado de uma técnica que utiliza os princípios da tomografia, não podendo ser classificada como tal (Junior et al., 2013). A tomografia panorâmica baseia-se numa relação complexa entre o movimento da fonte de radiação, do recetor e do colimador para se poder obter uma projeção tomográfica de ambos os maxilares (Dawood et al., 2009).

O componente principal do ortopantomógrafo é um braço rotativo horizontal que contém um tubo de raio-x numa ponta e na outra um recetor de imagem (figura 12) (Hubar & Caballero, 2017). Durante a aquisição da radiografia, o tubo de raios x e o recetor movem-se simultaneamente em direções opostas, deixando os objetos que estejam no seu plano de foco numa posição fixa, o que resulta numa imagem nítida (Hubar & Caballero, 2017; Junior et al., 2013; Vandenberghe et al., 2010).

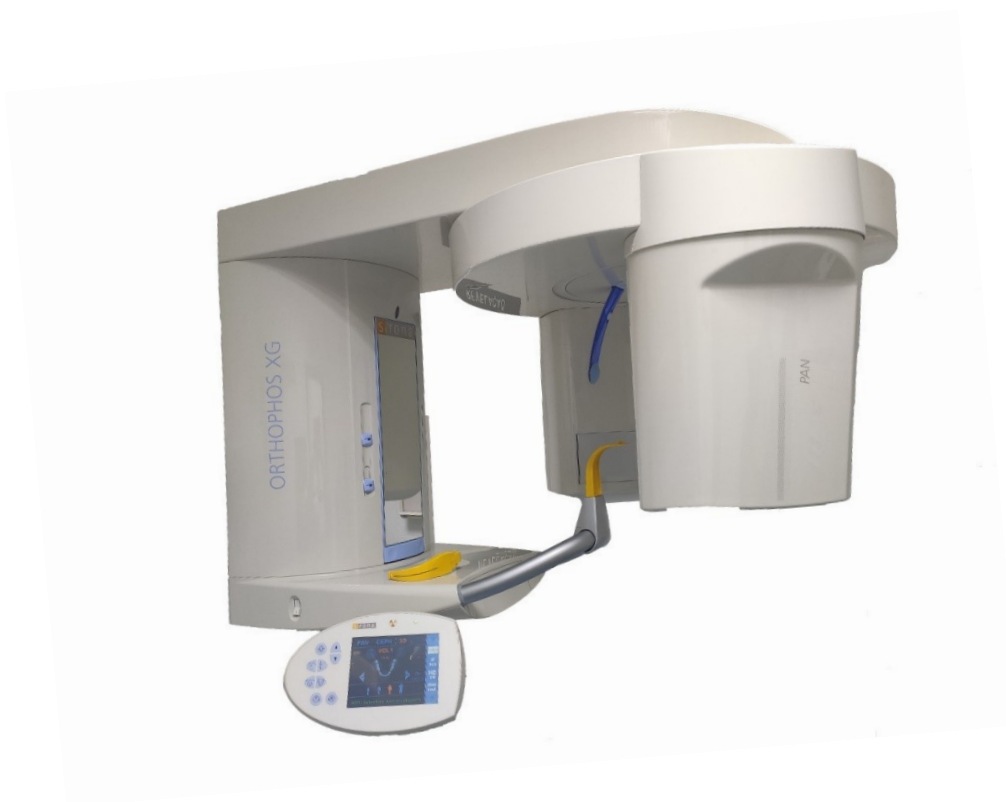


Figura 12 - Ortopantomógrafo com CBCT. Imagem obtida na clínica dentária do IUEM.

A radiação gerada é colimada num feixe estreito vertical. O feixe tem apenas alguns milímetros de largura e tem altura vertical suficiente para expor os arcos mandibular e maxilar. Durante a exposição, o braço horizontal gira em redor da cabeça do doente, sendo este apenas exposto a um feixe estreito de radiação durante todo o processo. Isto explica o porquê de o doente receber menos radiação numa radiografia panorâmica do que num status radiográfico (Hubar & Caballero, 2017).

Na tomografia, o tubo de raios-x e a película rodam em função de um eixo que se localiza ao nível do plano do corte selecionado. Como é desejado apenas o registo das estruturas dentárias dos lados direito e esquerdo separadamente, isso é obtido com a movimentação da película e do tubo de raios-x em função de eixos de rotação selecionados, com velocidade linear igual. Durante a exposição, o movimento da película e do tubo emissor de radiação faz com que a imagem das estruturas que devem ficar nítidas fiquem registadas sempre no mesmo local, pois é aí que está localizado o eixo de rotação, em função do qual se faz o movimento. As imagens das estruturas que não estão no plano são registadas em locais diferentes da película, tendo como resultado imagens radiográficas desfocadas de tais estruturas (Junior et al., 2013).

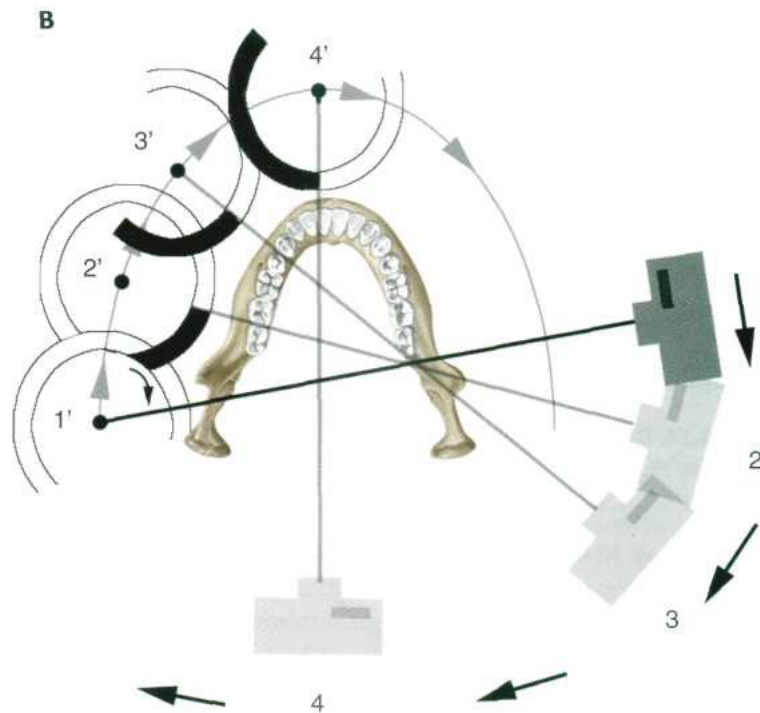


Figura 13 - Princípio de funcionamento do ortopantomógrafo. (Fonte – adaptado de Aytés & Escoda, 2004)

Os aparelhos panorâmicos, na sua maioria, utilizam este princípio tomográfico com ligeiras modificações. Este tipo de aparelhos de raios-x são destinados a registrar radiograficamente secções curvas dos tecidos orais, em vez de planas, uma vez que as arcadas dentárias são curvas (Junior et al., 2013).

Ao contrário das radiografias intraorais, onde a imagem inteira fica desfocada quando o doente movimenta a cabeça, na radiografia panorâmica, a movimentação só afeta a área da radiografia que foi exposta durante esse período de tempo. Quando o doente volta a estar imóvel, o resto da imagem não é afetada (Hubar & Caballero, 2017).

Algumas unidades panorâmicas modernas oferecem um programa em que é possível aumentar a espessura da área focal quando comparadas com as unidades panorâmicas tradicionais. Isto diminui os erros devido ao mau posicionamento do doente e ajuda no caso de o doente ter má oclusão (Suomalainen et al., 2015). Podem ser realizadas a projeção mais habitual para os maxilares ou outras projeções para o estudo das articulações temporomandibular, dos seios maxilares, entre outras (escoda & ayates, 2004).

### **2.2.2.2. Posicionamento do Doente**

O correto posicionamento do doente é crítico para a aquisição de uma imagem ideal. A maior parte das unidades panorâmicas modernas são concebidas para que o doente esteja de pé quando está exposto à radiação (Hubar & Caballero, 2017).

O doente deve ser guiado pelo operador até à unidade. Normalmente, está presente um bloco que o operador instrui o doente a morder com os incisivos centrais inferiores e superiores. Um apoio para o queixo é frequentemente fornecido também para auxiliar os doentes desdentados totais (Hubar & Caballero, 2017).

O posicionamento da cabeça utiliza os 3 planos anatómicos (sagital, axial e coronal) e controla as posições lateral-lateral, anterior-posterior e superior-inferior da cabeça. O plano de Frankfurt (formado por uma linha imaginária que se estende desde o bordo superior do meato acústico externo até ao bordo inferior da órbita) é utilizado para determinar a posição superior correta da cabeça do doente. É considerado como a posição natural da cabeça quando o doente está de pé a olhar em frente. Se o mento do doente estiver muito para baixo, vai colapsar o tamanho da arcada, enquanto que se o mento estiver muito para cima, o côndilo e o ramo da mandíbula podem não aparecer na radiografia. O plano sagital é utilizado para centralizar a cabeça do doente lateralmente. O operador baseia-se em pontos nos tecidos moles tais como a linha média do nariz e o ponto médio entre os olhos para posicionar o doente (Hubar & Caballero, 2017).

A cúspide mandibular é muito utilizada com guia para posicionar o doente antero-posteriormente na unidade panorâmica. Um doente posicionado muito anteriormente vai resultar numa imagem aumentada do tamanho dos dentes anteriores. Se a cabeça do doente estiver posicionada muito posteriormente estes vão aparecer diminuídos. As unidades panorâmicas usam tipicamente raios de laser que são projetados nos tecidos moles para ajudar o operador a posicionar corretamente a cabeça do doente (Hubar & Caballero, 2017).

Posicionar os doentes desdentados totais é mais complicado embora o mesmo protocolo se aplique. Há blocos de mordida modificados próprios para estes doentes, mas, se estes não estiverem disponíveis, é possível utilizar um standard. Pede-se ao doente para fechar os lábios à volta da ponta do bloco de mordida. Usa-se o plano de Frankfurt para orientar o doente na posição horizontal e o mesmo plano medio sagital. No entanto para a posição

antero-posterior utilizam-se as comissuras labiais como referência (Hubar & Caballero, 2017).

Para todos os doentes, as próteses parciais removíveis devem ser removidas antes de colocar o doente em posição na unidade panorâmica (Hubar & Caballero, 2017). Os erros de posicionamento ocorrem com frequência, o que enfatiza a importância de um treino adequado no uso do equipamento (Junior et al., 2013).

### **2.2.2.3. Radiação**

Todas as unidades de radiografia panorâmica permitem ao operador ajustar os parâmetros de exposição. Ao contrário do equipamento das radiografias intraorais, o tempo de exposição está fixo, sendo aproximadamente de 20 segundos. O tempo de exposição é o tempo que leva o tubo e o recetor a rodar à volta da cabeça do doente e pode variar ligeiramente de um fabricante para outro. O operador pode determinar os parâmetros da exposição ou permitir que o equipamento determine automaticamente, embora a dose de radiação seja baixa (entre 16 e 20 mSv) (Hubar & Caballero, 2017; Patel et al., 2019).

#### **2.2.2.4. Vantagens**

A inclusão das estruturas maxilofaciais e de outras estruturas adjacentes que estão fora do campo de visão das radiografias intraorais numa única radiografia, tais como a articulação temporomandibular, os seios maxilares, a cavidade nasal, o osso hioide, entre outras, o que permite avaliar a relação entre as estruturas anatómicas (Hubar & Caballero, 2017; Suomalainen et al., 2015).

É uma técnica muito confortável para o doente e muitas vezes a única opção viável para um doente que tenha reflexo de vômito. Leva apenas cerca de 20 segundos a obter, o que para a maioria dos doentes é inconsequente. No entanto, caso o doente sofra de algum tipo de incapacidade que não lhe permita estar imóvel durante este tempo, a radiografia intraoral acaba por ser preferível pois as exposições podem ser intermitentes, muito curtas e o tempo pode ser adequado ao doente (Hubar & Caballero, 2017; Suomalainen et al., 2015).

Embora se tratem de aparelhos complexos do ponto de vista mecânico, o seu manuseio é relativamente simples, não há necessidade de colocar películas ou outros dispositivos dentro da cavidade oral, o que não ocasiona náusea e apreensões, por parte de doentes nervosos ou crianças, tem menor custo quando comparado com o exame radiográfico intraoral completo, permite comparar ambos os lados da face, tem menor tempo de exposição, uma dose de radiação relativamente baixa e é cómodo para o profissional de saúde (Aytés & Escoda, 2004; Junior et al., 2013; Suomalainen et al., 2015).

Existem vários tipos de unidades panorâmicas que oferecem diversas vantagens. Nas unidades em que o doente se encontra de pé, o equipamento pode ser baixado para doentes que possuam algum tipo de deficiência física e que estejam em cadeira de rodas, possibilitando assim que o doente permaneça na sua cadeira durante o exame em vez de ser transferido para outra como nas unidades em que o doente se encontra sentado. É um tipo de equipamento que ocupa também menos espaço e que permite ao doente ter melhor postura durante a execução do exame, para que não ocorram obscurações que comprometam a qualidade da imagem (Hubar & Caballero, 2017).



### **2.2.2.5. Desvantagens**

A qualidade da radiografia panorâmica permanece inferior à radiografia intraoral, embora seja uma excelente ferramenta de triagem para avaliar as estruturas (Hubar & Caballero, 2017).

Independentemente do fabricante, a ampliação da imagem é inevitável. Esta varia de fabricante para fabricante e pode ir de 15% a 30%. O incorreto posicionamento do doente produzirá também uma ampliação desigual dentro da mesma radiografia panorâmica. Para além disso, a radiografia panorâmica produz artefactos que podem ser mal-interpretados, normalmente chamados de “imagens fantasma”, que são imagens fracas de um objeto radiopaco de um lado do doente que é sobreposto no lado oposto. Um exemplo disto são os brincos que não são removidos antes da exposição, uma imagem do brinco esquerdo vai ser sobreposta no lado direito e vice-versa. As estruturas anatómicas também podem produzir estas “imagens fantasma”. O profissional de saúde tem de saber interpretar e diagnosticar o normal do anormal (Hubar & Caballero, 2017).

Os equipamentos de proteção como os colares para a tiroide não podem ser utilizados pelo doente durante o procedimento. Estes vão bloquear parcialmente a radiação, obscurecendo completamente parte da mandíbula na radiografia panorâmica. Como resultado, as regiões mais sensíveis do pescoço não podem ser protegidas da radiação. No entanto, o feixe de raios primário é colimado e apenas uma pequena parte da radiação atinge a região da tiroide. Para além disso, apenas pequenas quantidades de radiação dispersam (ricocheteiam nos dentes e ossos) e atingem a glândula da tiroide (Hubar & Caballero, 2017).

Um doente com escoliose pode não ter uma folga adequada nos ombros para que a unidade panorâmica gire sem impedimentos. Isto deve ser testado antes para evitar que o doente seja exposto à radiação desnecessariamente. Em alternativa deve ser executado um status radiográfico (Hubar & Caballero, 2017).

Tem também como desvantagens a dependência de um operador e o alto custo do aparelho, a falta de nitidez, a falta de resolução, a sobreposição na região dos pré-molares e da coluna vertebral na região dos incisivos, a perda de detalhes no caso de cáries, crista alveolar, contorno de lesões e padrão ósseo. A projeção é realizada apenas num ângulo e

a ATM aparece distorcida (Aytés & Escoda, 2004; Junior et al., 2013; Reddy et al., 2019; Suomalainen et al., 2015).

#### **2.2.2.6. Indicações**

Diversos autores (Aytés & Escoda, 2004; Junior et al., 2013) apresentam como principais indicações da ortopantomografia:

- Doentes jovens: Estudo dos padrões de erupção dentária, formação e desenvolvimento das raízes;
- Exploração geral: Esta radiografia é uma forma de obter de maneira rápida uma visão total e panorâmica de todo o complexo maxilofacial com ambas os maxilares completos, as articulações temporomandibulares, os seios maxilares, e as diferentes áreas peridentárias. É uma radiografia que se deve realizar na primeira consulta pois numa só radiografia é possível detetar-se cáries, anomalias dentárias de posição e número, dentes ectópicos, alterações ósseas, quísticas, tumorais, traumáticas, entre outras.
- Avaliação da ATM;
- Estudo de grandes áreas patológicas e das suas relações com as estruturas adjacentes;
- Verificação de fraturas em doentes politraumatizados;
- Estudo das glândulas salivares – Sialografias e verificação de calcificações nos vasos;
- Comparação dos lados direito e esquerdo da face;
- Cirurgia oral: A ortopantomografia tem grande utilidade na identificação de dentes impactados, infeções, tumores, patologia dos seios maxilares e patologia da articulação temporomandibular;
- Estudo de alterações estruturais orofaciais produzidas por doenças sistémicas (endócrinas, metabólicas e patologia tumoral generalizada) e ósseas;
- Em patologia e terapêutica dentária, ortodontia, reabilitação oral, implantologia e outras áreas da medicina dentária. Embora na maioria das vezes, o exame intraoral seja insubstituível como auxílio no diagnóstico.

- Em medicina dentária forense, na identificação de cadáveres.

#### **2.2.2.7. Erros das Técnicas Extraorais**

Numa ortopantomografia ideal, devem-se poder visualizar os maxilares e as suas estruturas adjacentes sem distorção ou desfoque significativo. No entanto podem ocorrer erros aquando da execução do exame que comprometam a qualidade da imagem tais como a não remoção de objetos metálicos na zona a ser radiografada ou a utilização de um colar para proteção da tiroide durante o procedimento (Junior et al., 2013; Suomalainen et al., 2015).

Esta técnica é uma técnica que depende muito do correto posicionamento do doente. O incorreto posicionamento da cabeça do doente pode causar distorção essencialmente na região anterior dos maxilares. Se o plano sagital médio não estiver simétrico com o feixe central, os pré-molares aparecerão mais largos no lado oposto. O plano de Frankfurt deve estar horizontal e a coluna deve estar direita. Os lábios devem estar fechados à volta do bloco de mordida e o doente deve estar imóvel (Suomalainen et al., 2015).

Também a seleção incorreta dos parâmetros de exposição, tal como nas radiografias intraorais, diminui a qualidade da imagem e impede o correto diagnóstico do doente (Suomalainen et al., 2015).

### 3. Exames Imagiológicos 3D

#### 3.1. Tomografia Computorizada

Em 1972, Sir Godfrey Hounsfield, em conjunto com Allen M. Cormack (em Inglaterra), apresentaram o primeiro *scanner* capaz de produzir imagens de cortes do cérebro (Junior et al., 2013). Desde então, a TC tem sido constantemente aprimorada para melhorar a qualidade da imagem para que se possam visualizar os tecidos moles e duros (Jacobs & Quirynem, 2014). No final da década de 90, foi introduzido a tomografia computadorizada com múltiplos detetores (MDCT), também referida como tomografia computadorizada de multicorte (MSCT), e tornou-se o *scanner* mais utilizado em todo o mundo (Mallya et al., 2019).

Em todas as formas de TC, o doente é digitalizado e o processamento digital é utilizado para gerar a imagem (Dawood et al., 2009). É uma técnica de imagem muito comum, que permite a captura de informações por meio de um movimento da fonte de radiação e dos detetores em redor da região de interesse (Guerrero et al., 2006).

A TC fornece imagens tridimensionais e tem sido utilizada para superar os problemas inerentes às técnicas radiográficas bidimensionais convencionais (Dawood et al., 2009). Permite a visualização de estruturas ósseas com boa resolução e nos 3 planos (axial, coronal e sagital) para se obter um maior conhecimento anatómico dos processos patológicos de etiologia infecciosa, traumática ou tumoral (Aytés & Escoda, 2004).

##### 3.1.1. Princípio de Funcionamento

O *scanner* (figura 14) consiste num tubo de emissão de radiação ligado a uma série de detetores. O doente vai avançando pela abertura circular no centro do pórtico e a cabeça do tubo e os detetores recíprocos dentro deste giram simultaneamente em redor do doente (Harini & Krishnan, 2019).



Figura 14 - Um exemplo de uma unidade de TC. (Fonte - [https://arash.az/uploads/product/22/a12\\_1581339556.jpg](https://arash.az/uploads/product/22/a12_1581339556.jpg))

A TC usa um feixe de raios-x em forma de leque numa progressão helicoidal para adquirir “secções” de imagem individuais do campo de visão (FOV). Em seguida, junta essas “secções” para obter uma representação 3D. Cada “secção” requer uma digitalização separada e uma reconstrução 2D separada (Scarfe & Farman, 2008). A tecnologia com múltiplas “secções” permite a aquisição de volumes de dados grandes, capturando uma grande secção a cada revolução do pórtico em menos de um segundo (Dawood et al., 2009).

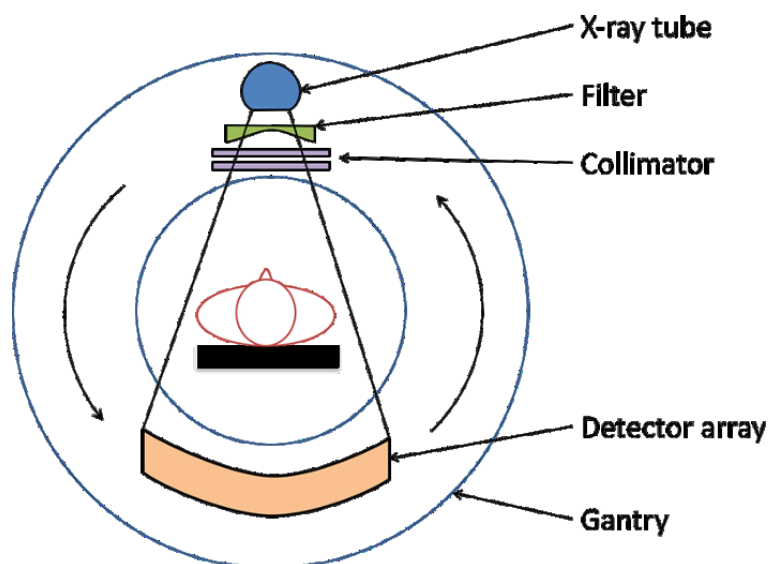


Figura 15 - Princípio de funcionamento da tomografia computadorizada. (Fonte - <https://www.radiologycafe.com/images/physics/ct-equipment-machine@2x.png>)

O FOV deve abranger a região anatômica a ser radiografada. Para protocolos de TC maxilofacial e mandibular, o FOV normalmente varia entre 7 a 18 cm, para abranger todo o esqueleto maxilofacial da base do crânio até ao bordo inferior da mandíbula (Mallya et al., 2019).

Os desenvolvimentos na tomografia computadorizada levaram à introdução da tomografia com múltiplos detectores para maximizar a utilização do feixe de radiação (Mupparapu & Nadeau, 2015). Vários cortes são adquiridos numa rotação do pórtico de 360° e a espessura mínima do corte depende da largura do detector (Mallya et al., 2019; Mupparapu & Nadeau, 2015). Após a aquisição, os dados de detectores contíguos podem ser combinados para reconstruir “secções” com espessuras diferentes (Mallya et al., 2019).

Na MDCT existem múltiplas filas de detectores (64 a 128) que estão incorporadas na matriz do eixo Z (eixo craniocaudal, que vai da cabeça aos pés do doente), permitindo a captura de várias “secções” da imagem durante cada rotação do pórtico. O feixe de radiação que sai do doente é capturado por estes detectores, que têm uma grande eficácia e absorvem quase 90% dos fótons incidentes, permitindo tempos de digitalização mais curtos. O detector captura o número de fótons que saem do doente e regista essa informação para as várias centenas de ângulos do arco de rotação. Algoritmos matemáticos complexos traduzem depois esses dados num mapa tridimensional (3D) (Mallya et al., 2019).

Para minimizar a exposição do doente, o feixe é colimado num leque fino antes de entrar no doente. Alguns dos fótons dos raios-x interagem com o doente e são espalhados. Para melhorar a qualidade da imagem, o feixe residual é novamente colimado para remover os fótons dispersos antes de atingir o conjunto de detetores (Mallya et al., 2019). Este processo reduz o ruído da imagem (Shah et al., 2014).

A aquisição volumétrica com vóxeis (pixéis tridimensionais) isotrópicos permite a reformatação em planos diferentes da aquisição, sem comprometer a qualidade da imagem (Mallya et al., 2019).

### **3.1.2. Vantagens**

Como principais vantagens desta modalidade de imagem temos a visualização de estruturas que normalmente estão sobrepostas, a aquisição da imagem em vários planos e a reformatação dos dados originais nos planos bidimensional ou tridimensional (Junior et al., 2013). A TC tem menos ruído quando comparada com o CBCT e como resultado, tem imagens com melhor qualidade, uma vez que o feixe de saída é colimado (Harini & Krishnan, 2019). Oferece uma “janela de tecidos duros” e uma “janela de tecidos moles” que se podem realçar, uma à custa da outra (Liang, 2018).

Os programas de software da TC destacam as lesões patológicas de estruturas anatómicas normais utilizando recursos de realce de cor. As imagens da TC têm a capacidade de mostrar cortes de um determinado tecido, com cada corte tendo 1-2 mm de espessura e localização escolhida pelo operador (Harini & Krishnan, 2019).

A tecnologia da MDCT reduziu consideravelmente os tempos de digitalização, limitando assim os artefactos devido ao movimento da respiração, perístase ou contrações cardíacas. Isto é importante para doentes que não conseguem prender a respiração por longos períodos e para doentes com trauma ou pediátricos (Mallya et al., 2019).

### **3.1.3. Desvantagens**

Numerosos esforços foram feitos para obter imagens radiográficas tridimensionais (3D) e embora a TC esteja disponível, a sua aplicação na medicina dentária tem sido limitada devido a várias desvantagens, sendo a principal a dose alta de radiação (Scarfe & Farman, 2008; Shah et al., 2014).

Outras desvantagens incluem o custo alto dos equipamentos, o acesso (geralmente são equipamentos que apenas se encontram em meio hospitalar) e o grande volume de artefactos encontrados, geralmente devido a objetos metálicos ou movimentação do doente (Dawood et al., 2009; Junior et al., 2013; Shah et al., 2014; Van Assche et al., 2007).

### **3.1.4. Aplicação da TC na Medicina Dentária**

A TC provou ser uma modalidade de diagnóstico inestimável para muitas aplicações clínicas maxilofaciais (Gohel et al., 2018).

Para a maioria das patologias intraósseas, o CBCT é adequado. No entanto, a MDCT tem uma grande resolução de contraste e oferece uma excelente visualização dos tecidos moles. Portanto, quando há envolvimento evidente ou suspeito de tecidos moles, a MDCT é o protocolo de TC preferido (Mallya et al., 2019).

Se o CBCT não estiver disponível, então a TC seria a modalidade apropriada para o planeamento para a colocação de implantes, embora transmita doses de radiação mais altas (Mupparapu & Nadeau, 2015).

A TC oferece excelente visualização dos dentes impactados e da sua relação com as estruturas anatómicas próximas que orientam o cirurgião durante a remoção dos dentes inclusos. Isto pode ser observado na radiografia panorâmica, mas é mais preciso se avaliado com a TC (Boeddinghaus & Whyte, 2008).

Embora a TC não seja uma indicação de rotina na medicina dentária, tem sido muito indicado nos casos de traumatismo, especialmente em caso de emergência. Embora as radiografias simples sejam úteis na avaliação inicial de fraturas faciais, a TC é uma



excelente ferramenta para detetar fraturas faciais complexas, como as que envolvem o seio frontal, a região nasoetmoidal e as órbitas. Ajuda a diagnosticar fraturas não deslocadas da mandíbula e do côndilo que são menos notórias nas radiografias panorâmicas (Boeddinghaus & Whyte, 2008; Harini & Krishnan, 2019; Junior et al., 2013).

A TC também é muito útil na avaliação da ATM (articulação temporomandibular), pois com capturas realizadas em MIC (máxima intercuspidação) e abertura máxima podemos reformatar imagens em dois ou três planos, o que permite uma visualização com alta resolução dos movimentos para funcionais, bem como das deformidades incipientes instaladas em todos os planos das estruturas ósseas analisadas (Junior et al., 2013).

A TC é também um excelente auxílio na deteção de fraturas radiculares verticais e ajuda a identificar vários canais radiculares extras que, quando perdidos, podem levar ao insucesso do tratamento endodôntico. A periodontite apical crónica também pode ser observada com a TC em estágios iniciais e estabelecidos (Harini & Krishnan, 2019; Shah et al., 2014).

A observação de lesões como a osteomielite, trauma médio da face e mandibular, anomalias de desenvolvimento do esqueleto craniofacial, quistos intraósseos benignos e neoplasias da mandíbula, neoplasias benignas e malignas que se originam ou estendem aos tecidos moles orofaciais e quistos dos tecidos moles (Mallya et al., 2019).

### **3.1.5. Diferenças entre a TC Convencional e o CBCT**

O CBCT, em virtude da terminologia, é uma forma de tomografia computadorizada (Abramovitch & Rice, 2014).

A diferença fundamental entre o CBCT e a TC convencional é que o CBCT utiliza um feixe em forma de cone e um detetor, capturando um volume total de imagem numa única rotação, onde a movimentação do doente não é necessária. Por outro lado, a TC utiliza um feixe de radiação em forma de leque, estreitamente colimado e um grupo linear de detetores. Aqui, o doente deve ser movido continuamente ao longo do pórtico enquanto o feixe de raios-x roda em redor do doente (Kumar et al., 2015).

A tecnologia de feixe cônico tem um maior aproveitamento da radiação emitida, uma vez que devido à geometria do feixe, é possível capturar todo o FOV numa única rotação e requer menos energia elétrica do que a tecnologia de feixe em forma de leque (Shah et al., 2014).

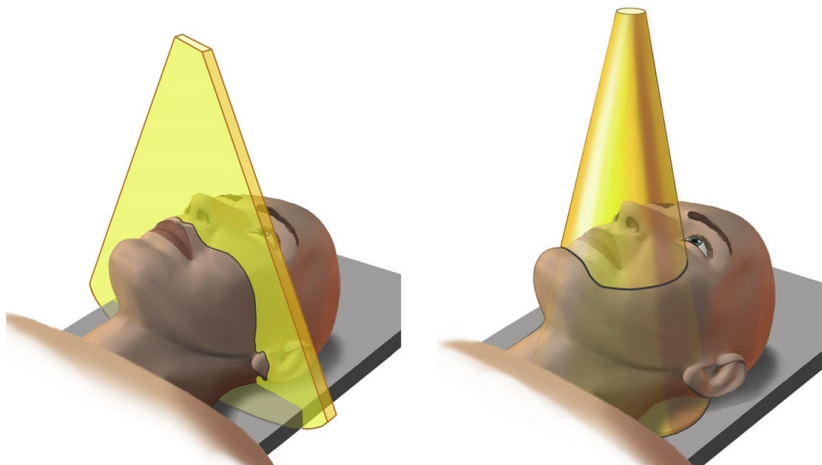


Figura 16 - Diferença entre a configuração dos feixes de radiação do TC convencional e do CBCT. (MacDonald D. Cone-beam computed tomography and the dentist. J Investig Clin Dent. 2017 Feb;8(1). doi: 10.1111/jicd.12178.)

Embora todos os *scanners* de TC possam ser usados na medicina dentária, a sua dose de radiação é muito alta e por isso na maior parte dos consultórios médicos, a TC convencional não é muito utilizado devido à sua alta dose de radiação, ao custo do procedimento, à proximidade com um centro de TC e à falta de familiaridade do dentista com a interpretação dos resultados da TC (Kumar et al., 2015; Thongvigitmanee et al., 2013). O uso do CBCT pode negar estas preocupações e permitir um melhor diagnóstico e segurança do doente. Em comparação com a TC, o CBCT possui uma grande precisão e sensibilidade e pode capturar a maxila e mandíbula numa única rotação da fonte de radiação (Kumar et al., 2015).

A posição requerida para os dois *scanners* também é diferente. Na TC convencional, o doente deve estar deitado, o que não é o caso para todos os aparelhos de CBCT. Utilizando o mesmo exemplo da radiografia panorâmica, na TC tradicional, o maxilar do doente deve estar diretamente paralelo à direção do feixe de radiação. Qualquer desvio causa erros. No CBCT, a orientação não afeta a imagem final, uma vez que toda a informação é capturada de uma vez. Este fator melhora a precisão (Harini & Krishnan, 2019).

### 3.2 Tomografia Computorizada de Feixe Cônico

Mozzo et al. descreveram inicialmente esta técnica em 1998. O NewTom9000 foi o primeiro sistema de tomografia computadorizada de feixe cônico a ser produzido para as clínicas de medicina dentária (em 1996, em Verona, Itália), introduzido por Tacconi et al (Bornstein et al., 2017; Guerrero et al., 2006; Höschel & Juhasz, 2018; Jacobs & Quirynem, 2014). Hoje os *scanners* são fabricados internacionalmente em múltiplas configurações por numerosas companhias (Hubar & Caballero, 2017).

A tecnologia de imagem por feixe cônico é mais comumente referida como tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT). A terminologia “feixe cônico” refere-se à forma cônica do feixe que digitaliza o doente num caminho circular em torno do eixo vertical da cabeça do mesmo (Abramovitch & Rice, 2014).

Esta tecnologia providencia imagens em 3D e seccionais dos maxilares (figura 17) (Guerrero et al., 2006). É definida como uma ferramenta radiográfica com grande precisão, resolução alta, radiação baixa e custo reduzido para os doentes quando comparado com outras modalidades de imagem volumétricas que permitem a visualização dos tecidos mineralizados (Rios et al., 2017).

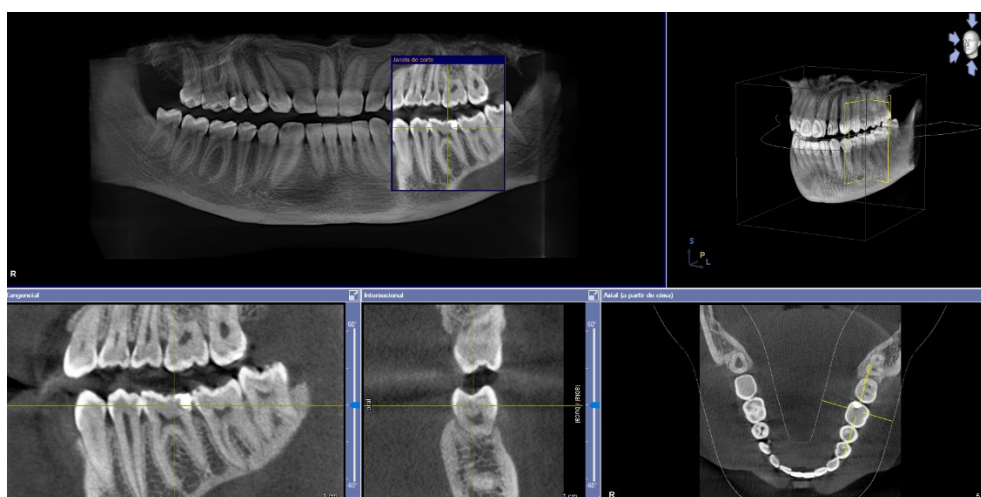


Figura 17 - Imagens obtidas pelo CBCT, em vários planos.

Atualmente, o CBCT é uma tecnologia que está cada vez mais acessível na medicina dentária (Dawood et al., 2009). Usa um feixe de radiação cônico e a reconstrução da imagem permite ao clínico visualizar as estruturas anatómicas tridimensionais em vários

planos (Höschel & Juhasz, 2018). Fornece informação detalhada e precisa e permite a aquisição de imagens completas (360°) sem aumentar muito a dose de radiação (Kalathingal et al., 2007; Zakirov et al., 2018). É uma modificação da TC, envolvendo uma única rotação de uma fonte de radiação à volta do objeto (Patel et al., 2019).

O interesse no CBCT em todos os campos da medicina dentária criou uma revolução na medicina dentária, uma vez que este facilitou a transição das imagens a 2D para as imagens a 3D e aumentou o papel da imagiologia no diagnóstico (Scarfe & Farman, 2008).

### 3.2.1. Tipos de equipamento da CBCT

Os *scanners* de CBCT estão disponíveis em vários formatos. A maior parte dos aparelhos são de pé ou sentados e ocupam o mesmo espaço que um ortopantomógrafo (Dawood et al., 2009).

A digitalização pode ser realizada com o doente em pé, sentado ou em decúbito dorsal, dependendo do *scanner* e das necessidades do doente. A posição em pé é a mais utilizada para a digitalização, mas é vulnerável aos movimentos do doente, principalmente quando as ferramentas de fixação da cabeça são insuficientes. Os *scanners* que utilizam uma posição ereta normalmente também possuem uma coluna motorizada que permite a translação vertical do tubo de raios-x e do detetor, fornecendo acesso também a doentes em cadeira de rodas. A posição sentada permite o conforto do doente e orientação natural da anatomia reduzindo assim os artefactos induzidos pela movimentação. Semelhante a alguns dos aparelhos em que o doente está de pé, alguns sistemas sentados também possuem uma coluna que serve para o acesso de doentes em cadeiras de rodas. Existem também alguns sistemas de CBCT que utilizam a posição de decúbito dorsal na digitalização. Embora esta posição minimize a movimentação do doente e maximize a estabilidade do processo de digitalização e, portanto, possa resultar numa excelente qualidade de imagem e satisfação do doente, as necessidades de dimensão da sala são mais exigentes em comparação com os outros sistemas (Kiljunen et al., 2015). Uma vez que a digitalização demora mais tempo do que tirar uma radiografia panorâmica, talvez o mais importante para além da orientação do doente, seja o mecanismo que mantém a

cabeça imóvel durante o processo. Nos três tipos de equipamento, o princípio de funcionamento mantém-se o mesmo (Scarfe & Farman, 2008).

### **3.2.2. Princípio de Funcionamento**

O funcionamento do equipamento do CBCT é tecnicamente simples e semelhante, em muitos aspetos, ao equipamento da radiografia panorâmica: o doente é colocado dentro da unidade, a cabeça é estabilizada e o aparelho gira em torno do mesmo (Scarfe et al., 2012). No caso do CBCT, este aparelho é combinado ainda com detetores digitais mais avançados, software e um computador para a reconstrução (Kiljunen et al., 2015). Na radiografia panorâmica, o FOV é fixo, enquanto que no CBCT pode ser ajustado (Hubar & Caballero, 2017).

Como em qualquer técnica radiográfica, o CBCT requer a emissão de radiação, a sua atenuação por um objeto, a deteção do sinal, processamento e exibição da imagem. Esses parâmetros são vitais para todas as técnicas da imagiologia em medicina dentária, mas são compreensivelmente mais sofisticados no CBCT (Abramovitch & Rice, 2014).

As imagens do CBCT são realizados com uma plataforma rotativa ou pórtico na qual uma fonte de radiação e um detetor estão fixos, como mostra a imagem 12 (Scarfe et al., 2012; Suomalainen et al., 2015). Os sistemas de CBCT produzem um feixe de radiação com uma configuração cónica, o que faz com que o volume seja digitalizado numa única rotação, quando a fonte de radiação e o detetor se movem de forma síncrona em redor da cabeça do doente (Correia & Salgado, 2012; Ginat & Gupta, 2014; Kumar et al., 2015; Reddy et al., 2019; Suomalainen et al., 2015). Um detetor digital bidimensional retangular ou redondo captura os dados da projeção da região de interesse, produzindo uma tomografia das superfícies curvas (Wolff et al., 2016).

Durante a digitalização de um objeto, várias exposições são feitas em intervalos fixos (ângulos) da rotação. Uma fonte divergente de radiação ionizante com forma piramidal ou cônica é direcionada e passa através da região de interesse (ROI), sendo atenuada e projetada no detetor do lado oposto. Cada uma das exposições realizadas é chamada de “imagem básica”. Estas imagens básicas são semelhantes às imagens da telerradiografia de perfil e são únicas para cada um dos diferentes ângulos no arco rotacional. Instantaneamente, os dados de cada imagem básica são enviados para uma área de armazenamento de dados, para que o detetor fique disponível e possa capturar a próxima imagem, numa posição mais à frente (Abramovitch & Rice, 2014; Kumar et al., 2015; Scarfe et al., 2012).

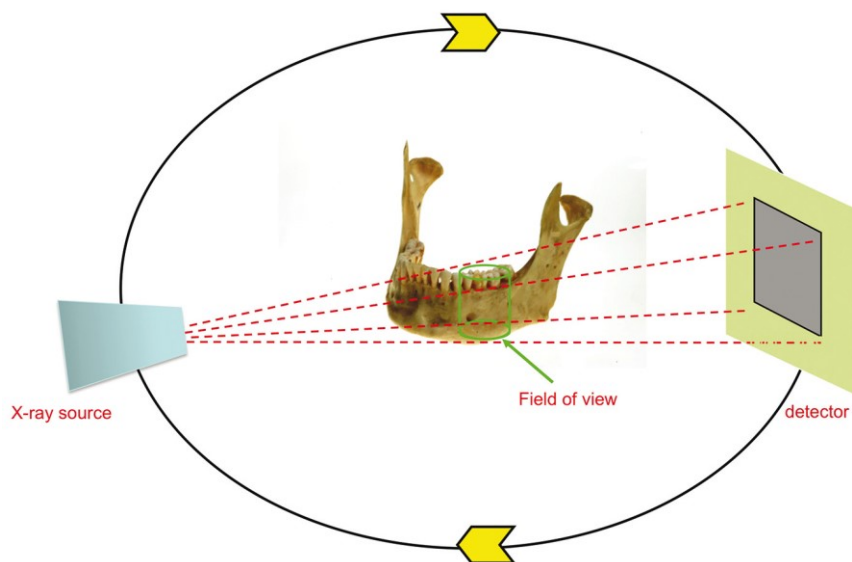


Figura 18 - Princípio de funcionamento do CBCT. (Fonte - adaptado de Dawood et al., 2009)

Depois da rotação ser concluída e todos os dados serem adquiridos, o conjunto completo de imagens forma os “dados de projeção”. O número total de imagens básicas depende das preferências do operador e da capacidade do *scanner* e pode variar entre 100 e 600 (Abramovitch & Rice, 2014). Esses dados são depois processados para criar um conjunto de dados volumétrico composto por elementos de volume cuboides (voxéis) por algoritmos num processo chamado “reconstrução” (Scarfe et al., 2012). Quanto maior o número destas, maior o tempo de digitalização, maior a dose de radiação e melhor a qualidade das imagens reconstruídas. Em geral, quanto maior a exposição e mais imagens

básicas forem produzidas, mais tempo leva o procedimento a ser concluído (Abramovitch & Rice, 2014).

O número de imagens básicas adquiridas durante o movimento do *scan* é determinado pelo *frame rate* (número de imagens adquiridas por segundo) (Kiljunen et al., 2015). Para uma exposição mais curta, o trajeto permanece o mesmo, mas o *frame rate* é reduzido. Nesse caso, em que são adquiridas menos imagens básicas, a exposição à radiação é menor, o trajeto leva menos tempo e os componentes do *scanner* giram mais rapidamente (Abramovitch & Rice, 2014).

No CBCT o tempo de exposição depende do número de imagens básicas e do grau de resolução espacial solicitado. Quanto menor o tamanho do voxel e maior o número de imagens básicas, maior será o tempo de exposição (Abramovitch & Rice, 2014). Atualmente, os sistemas de CBCT geralmente oferecem a possibilidade de escolher o tamanho do voxel usado de acordo com o objetivo do diagnóstico. Este está relacionado à resolução espacial e, quanto menor, maior a resolução espacial teoricamente pode ser (Kiljunen et al., 2015).

Devido ao processo de aquisição das imagens base, os raios-x não são gerados durante todo o processo. Alguns dos dispositivos de CBCT ainda usam uma exposição contínua à radiação, mas, uma vez que uma das preocupações constantes é a redução da radiação absorvida pelo doente, a maioria dos *scanners* utiliza agora uma exposição ao feixe de radiação pulsátil, em intervalos para que haja tempo entre a aquisição da imagem, para o sinal ser transmitido do detetor para a área de armazenamento de dados e o detetor gire para o próximo local ou ângulo de exposição. Portanto, não são gerados raios-x durante todo o ciclo rotacional. Esses intervalos podem inerentemente reduzir a exposição do doente durante o intervalo de tempo em que o detetor não está pronto para receber os raios-x, pois a radiação é desligada intermitentemente durante o processo de aquisição da imagem (Abramovitch & Rice, 2014; Kiljunen et al., 2015; Suomalainen et al., 2015).

A reconstrução dos dados do CBCT requer a aquisição de imagens de um arco com pelo menos 180°. O ângulo de rotação normalmente varia entre 180° e 360° dependendo do equipamento do CBCT. Nalguns *scanners*, é possível selecionar um intervalo angular variável, dependendo do protocolo, mas a maioria funciona apenas com um único ângulo de rotação fixo (Kiljunen et al., 2015).

Os tempos de digitalização do CBCT variam entre aproximadamente 5 a 40 segundos, dependendo, entre outras coisas, do número de imagens de projeção adquiridas. No entanto, os tempos de exposição geralmente são menores que isso devido à pulsação do feixe de radiação, variando de 1 a 40 segundos. Isso significa que cada imagem básica é adquirida e enviada em milissegundos e este processo ocorre centenas de vezes numa única rotação (Kiljunen et al., 2015; Scarfe et al., 2012).

Os tempos de reconstrução diferem entre os *scanners* de alguns segundos a vários minutos, dependendo dos parâmetros de aquisição (FOV, tamanho do voxel, número de projeções), hardware (velocidade de processamento, transferência de dados adquiridos para o computador) e software (algoritmos de reconstrução) (Kiljunen et al., 2015; Scarfe et al., 2012).

A reformatação em vários planos da reconstrução primária permite que tanto as imagens 3D como as 2D sejam visualizadas nos três planos ortogonais (axial, sagital e frontal) (Dawood et al., 2009; Höschel & Juhasz, 2018; Kumar et al., 2015; Reddy et al., 2019; Wolff et al., 2016).

Alguns aparelhos são dispositivos de imagem com múltiplos modos, incluindo imagens em 3D do CBCT, imagens panorâmicas digitais em 2D e telerradiografias de perfil na mesma unidade. Alguns fabricantes também oferecem fotografia 3D (Suomalainen et al., 2015).

Os fabricantes abordam a definição dos fatores de exposição de uma de duas maneiras. Podem fornecer uma seleção de configurações de exposição “fixas” ou permitirem o ajuste “manual” pelo operador dos kV e/ou mA. Os operadores que usam unidades de CBCT com configurações ajustáveis devem entender que esses parâmetros afetam a qualidade da imagem e a dose de radiação do doente e que estes devem ser apropriados ao tamanho do doente e para o objetivo do diagnostico que motivou a seleção deste método de imagem (Scarfe et al., 2012).



### 3.2.3. Campo de Visão

O volume de dados recolhidos é chamado de “field of view”, geralmente abreviado como “FOV”. O tamanho do FOV afetou significativamente a evolução do CBCT. As primeiras unidades eram restritas a um único FOV, grande ou pequeno, o que limitava a utilidade do *scanner*. O FOV tipicamente incluía os maxilares, a face média e a base do crânio. Alguns tinham opções que incluíam uma partem mais extensa do crânio, mas devido às indicações limitadas e ao seu custo, estas unidades maiores não eram tão populares. Unidades com FOVs menores, grandes o suficiente para se visualizar entre 2 e 4 dentes de um maxilar (maxila ou mandíbula), foram outra opção de *scanner*. A área coberta por esse FOV é adequada para avaliação periapical tridimensional (3D) completa dos dentes selecionados, osso alveolar e uma quantidade limitada de osso basal maxilar ou mandibular (Abramovitch & Rice, 2014; Dawood et al., 2009; Scarfe et al., 2012).

As dimensões do FOV ou do volume a ser digitalizado dependem do tamanho e forma do detetor e da geometria e capacidade de colimação do feixe (Kiljunen et al., 2015). A colimação do feixe limita a exposição à radiação à região de interesse e garante a seleção do FOV mais favorável, com base no objeto a ser investigado (Harini & Krishnan, 2019; Shah et al., 2014).

As unidades com um FOV maior abrangem as unidades com um FOV entre 15 e 23 cm. Estas unidades são úteis principalmente na avaliação de trauma maxilofacial, diagnóstico e planeamento ortodôntico, análise da ATM e patologias dos maxilares e casos complexos de colocação de implantes em ambas as arcadas. O FOV médio varia de 10 a 15 cm e é útil para imagens mandíbulo-maxilares, para o planeamento de colocação de implantes e condições patológicas. Unidades com um FOV menor que 10 cm, que podem ter um tamanho tão pequeno quanto 4 cm x 4 cm, são adequadas para imagens dento-alveolares e são mais vantajosas para aplicações endodônticas e para maior parte dos casos de exodontia (Harini & Krishnan, 2019; Hubar & Caballero, 2017; Shah et al., 2014).

Idealmente, o FOV deve ser ajustável em altura e largura para limitar a exposição à radiação à área de interesse. O FOV é o parâmetro de digitalização mais importante, afeta a dose de radiação e a qualidade de imagem e, portanto, deve ser selecionado de acordo com o objetivo clínico (Abramovitch & Rice, 2014; Dawood et al., 2009; Kiljunen et al., 2015).

### 3.2.4. Radiação

Em circunstâncias normais, o risco da exposição à radiação nas radiografias dentárias é muito baixo, uma vez que a quantidade de radiação é baixa. No entanto, é essencial que todo o exame radiográfico mostre benefício para o doente. O uso de radiação é aceitável quando é esperado que seja mais benéfico do que prejudicial para o doente (determinado pesando os possíveis benefícios para o diagnóstico contra o risco da exposição para o indivíduo). O processo da justificação requer conhecimento adequado da história do doente e dos resultados do exame clínico (Bornstein et al., 2017).

A otimização da dose em procedimentos radiográficos é frequentemente definida pelo acrónimo de ALARA (*as low as reasonably achievable*), referindo-se à dose de radiação. A implementação do princípio ALARA na prática envolve que se considerem vários fatores, tais como a seleção inicial do equipamento, a sua manutenção e a seleção individual dos parâmetros de exposição à radiação, todos visando a produção consistente de informações para o diagnóstico com a menor exposição à radiação que seja possível considerando os fatores económicos e sociais (Bornstein et al., 2017).

Numa revisão sistemática de Bornstein et al, 2014 os equipamentos do CBCT foram agrupados de acordo com o seu FOV, resultando em três categorias, aqueles com um FOV pequeno, médio ou grande. Ao analisar as doses de radiação efetivas para as três categorias, uma grande variedade de doses foi encontrada (11-252 mSv para o FOV pequeno, 28-652 mSv para o FOV médio e 52-1073 mSv para os FOVs maiores). Os autores concluíram então que um único valor médio de dose de radiação efetiva não é um conceito que deva ser utilizado para a técnica da tomografia computadorizada de feixe cónico como um todo, quando comparado com os métodos radiográficos alternativos. Como a maioria dos dispositivos exibiu uma dose eficaz entre os valores de 50 a 200 mSv, pode-se afirmar que o CBCT tem doses de radiação mais altas que os métodos radiográficos bidimensionais (radiografias intraorais e extraorais) utilizados em medicina dentária, mas que mesmo assim as doses permanecem abaixo dos valores relatados para a MDCT. Assim, o CBCT não deve ser considerado um substituto para as outras técnicas, mas sim uma modalidade complementar às mesmas (Bornstein et al., 2014, 2017; Scarfe & Farman, 2008).

Quando se tenta praticar o princípio ALARA, é essencial reconhecer a relação entre a qualidade de imagem e a dose de radiação. Seria fácil reduzir as doses de radiação para

níveis extremamente baixos, mas isso poderia tornar as imagens inadequadas para diagnóstico. Na realidade, exigimos imagens adequadas para o diagnóstico, em vez de imagens com alta qualidade. Consequentemente o princípio ALARA foi modificado recentemente para o acrónimo de ALADA (*as low as diagnostically acceptable*) (Bornstein et al., 2014, 2017).

Para comparação, uma radiografia panorâmica tem valores entre os 16 e os 20 mSv. A redução da dose é, portanto, focada na otimização dos parâmetros de exposição individualmente. Cada exame deve ser adaptado individualmente ao doente e às suas necessidades de diagnóstico, em vez de apenas se assumir que as configurações padrão do fabricante são as mais apropriadas (Patel et al., 2019).

Esta preocupação com a dose efetiva de radiação é mais proeminente nas crianças e adolescentes devido à maior sensibilidade que os seus tecidos têm à radiação ionizante e menor para os idosos (Zhang et al., 2013). Para as mulheres o risco também é aparentemente maior que para os homens (Rios et al., 2017).

O FOV e a sua posição em relação a órgãos radiosensíveis (por exemplo glândulas salivares e da tiroide) também são fatores importantes para determinar a dose de radiação. Um FOV maior vai capturar mais tecido e por isso aumentar a quantidade de radiação dispersa para os tecidos adjacentes. Além disso, o uso de proteções de chumbo reduz as doses absorvidas por estes tecidos. O operador deve ter conhecimento e treino adequados das doses de radiação para os doentes relacionadas com o dispositivo que está a ser utilizado (Pauwels et al., 2014; Suomalainen et al., 2015).

### 3.2.5. Vantagens

Apresenta várias vantagens como a resolução espacial, a fácil acessibilidade, o manuseamento simples, o baixo custo e menor ocupação de espaço e a possibilidade de haver menor exposição à radiação. O CBCT é uma ferramenta amplamente implementada na prática imagiológica (Scarfe & Farman, 2008; Yel et al., 2019).

**Tridimensionalidade:** A principal vantagem do CBCT é o fornecimento de imagens únicas em três dimensões que as radiografias intraorais, panorâmicas e cefalométricas

não conseguem obter, o que permite eliminar sobreposições, distorções e efeitos de ampliação, que são problemas desafiadores na imagem bidimensional (Scarfe & Farman, 2008; Zhang et al., 2013).

**Tempo de digitalização:** Proporciona um tempo mais curto de digitalização, o que reduz a diminuição de nitidez causada pela movimentação do doente, reduz a distorção da imagem devido aos movimentos internos do doente e aumenta a eficiência do tubo de radiação (Scarfe & Farman, 2008). Mesmo assim, os tempos de digitalização para o CBCT ainda são considerados longos, entre os 15 e 20 segundos e exigem que o doente fique completamente imóvel (Shah et al., 2014).

**Tempo de reconstrução:** Tem um tempo de reconstrução dos dados mais longo. Este varia dependendo do FOV, número de imagens adquiridas, resolução e algoritmo de reconstrução (Scarfe & Farman, 2008).

**Colimação do feixe de radiação:** A capacidade de colimação do feixe de radiação primário do CBCT permite a limitação da radiação à área de interesse. Portanto, um FOV ideal pode ser selecionado para cada doente com base na região de interesse. Embora não esteja disponível em todos os equipamentos de CBCT, esta função é muito vantajosa porque permite que se economize na dose de radiação limitando-a ao tamanho do FOV (Scarfe & Farman, 2008).

**Resolução:** Produz imagens com resolução em vóxeis isotrópicos que variam entre 0,4 mm e 0,076 mm. Devido a esta característica, as imagens subsequentes atingem um nível de resolução espacial preciso o suficiente para que se consigam fazer medições precisas (Scarfe & Farman, 2008).

**Visualização de imagens em vários planos:** Capacidade de reconstrução dos dados para se obterem imagens nos 3 planos ortogonais (axial, coronal e sagital). Como esta reconstrução é feita num computador, os dados podem ser reorientados para que os detalhes anatómicos do doente sejam realinhados (Scarfe & Farman, 2008).

### **3.2.6. Desvantagens**

**Dose de radiação:** A dose de radiação, embora seja menor que a dose da TC convencional, é maior que a dose de radiação das técnicas radiográficas convencionais,

pelo que só pode suplementar estas técnicas e não substituí-las (Bornstein et al., 2017; MacDonald, 2017).

**Custo:** Custam 25% do preço de um *scanner* normal. Mesmo assim, o seu custo continua a ser para a maioria dos consultórios dentários não economicamente viável, existindo a possibilidade de recorrer a centros de imagem exteriores para realizar este exame (Correia & Salgado, 2012; Scarfe & Farman, 2008).

**Visualização dos tecidos moles:** Os detalhes dos tecidos moles não são exibidos como na TC convencional. A radiação dispersa reduz o contraste e limita a imagem dos tecidos moles. Portanto, o CBCT é indicado principalmente para imagens dos tecidos duros. Não é o exame adequado para avaliação de lesões que envolvam tanto os tecidos moles como o osso, a não ser que apenas o osso seja o elemento a ser investigado (Dawood et al., 2009; Shah et al., 2014).

**Qualidade da imagem:** A qualidade da imagem e precisão do diagnóstico do CBCT são afetados pelos artefactos de dispersão e endurecimento do feixe causados por estruturas de alta densidade, como o esmalte e materiais radiopacos, e pelos níveis de ruído relativamente altos, que acontecem devido à grande dispersão da radiação que ocorre nesta técnica, o que diminui a qualidade da imagem e a torna mais adequada para a visualização de estruturas com um contraste mais alto como dentes, estruturas ósseas, canais e cavidades (Jacobs & Quirynem, 2014; Shah et al., 2014).

Os aparelhos de CBCT usam hardware e software menos sofisticado do que os aparelhos da tomografia computadorizada convencional, tendo como resultado máquinas mais simples, mais compactas e menos caras, mas que produzem imagens com boa qualidade dos tecidos duros dos maxilares e do crânio. Estas vantagens fazem com que o CBCT seja uma tecnologia particularmente importante para a visualização de tecidos duros em medicina dentária. Como a dose de radiação é mais baixa do que a TC convencional, é difícil justificar o uso do mesmo para os procedimentos da área de medicina dentária quando o CBCT estiver disponível (Dawood et al., 2009).

### **3.2.7. Artefactos**

Os artefactos são discrepâncias entre a imagem reconstruída e o conteúdo real do doente, que degradam a qualidade da imagem, tornando-as muitas vezes inutilizáveis para o diagnóstico (Harini & Krishnan, 2019).

As imagens do CBCT são geralmente dificultadas por um grau variável de artefactos. Os doentes são digitalizados mais frequentemente de pé ou sentados, o que pode resultar em artefactos de movimento (Jacobs & Quirynem, 2014). Uma estrutura para fixar a cabeça do doente durante o processo de aquisição das imagens é muito importante para evitar este tipo de artefactos. No CBCT, os movimentos do doente afetam a qualidade de todos os dados, mas na MSCT, apenas os cortes durante os quais ocorreu o movimento são afetados. Quanto menor o tamanho dos vóxeis, menor o movimento necessário para mover as estruturas do doente para fora dos vóxeis “corretos”. Estes artefactos têm o aspeto de contornos duplos (Suomalainen et al., 2015).

Estruturas de metal densas frequentemente presentes no FOV podem causar artefactos metálicos nas reconstruções do CBCT. Restaurações metálicas, implantes dentários, aparelhos ortodônticos e em menor grau, materiais de preenchimento endodônticos como a gutta percha, criam estes artefactos nas imagens reconstruídas. Este artefacto apresenta-se como faixas claras ou escuras ou como uma periferia escura adjacente às margens do objeto metálico. No entanto, foram relatadas tentativas recentes via algoritmos de correção de software que têm o potencial de controlar esses artefactos visíveis na reconstrução de imagens (Abramovitch & Rice, 2014; Suomalainen et al., 2015).

A qualidade da imagem e a precisão do diagnóstico do CBCT são afetados pelos artefactos de dispersão e endurecimento do feixe de radiação causados por estruturas muito densas como esmalte e materiais radiopacos. A dispersão da radiação diminui o contraste e limita a imagem dos tecidos moles. Por esta razão, o CBCT é indicada principalmente para se visualizar os tecidos duros (Harini & Krishnan, 2019).

Os algoritmos de redução de artefactos são cada vez mais comuns a fim de superar esta desvantagem. Estes são programas matemáticos de pós-processamento que analisam a zona do artefacto e a imagem “normal” adjacente para deduzir os tons de cinzento que deveriam ser encontrados nas zonas imediatamente adjacentes ao artefacto. Esses tons de cinzento são aplicados nas áreas afetadas da imagem, suavizando a mesma e

aproximando-a dos detalhes reais. No entanto, a imagem fica mais suscetível a erros, e as imagens resultantes podem reduzir detalhes precisos, fazendo com que as imagens geradas com programas de redução de artefactos devam ser usadas com cautela. Estes programas são particularmente eficazes para compensar artefactos que estão em redor de objetos de metal e são menos eficazes quando empregados para compensar artefactos adjacentes a gutta percha (Patel et al., 2019).

### **3.2.8. Aplicação do CBCT na Medicina Dentária**

O CBCT deve ser apenas realizada quando a imagem bidimensional não puder avaliar adequadamente a saúde oral de um doente ou o resultado de um tratamento e não deve ser utilizado como exame de rotina (Hubar & Caballero, 2017; Suomalainen et al., 2015). O clínico deve rever a história clínica do doente e realizar o exame clínico primeiro. Os benefícios para o doente devem sobrepor-se aos riscos potenciais da exposição aos raios-x e a exposição mínima necessária para se obter uma imagem com qualidade adequada deve ser usada (Hubar & Caballero, 2017).

O CBCT encontrou a sua aplicação variada em todos os campos da medicina dentária. É cada vez mais utilizado nas várias áreas da medicina dentária, incluindo a ortodontia, trauma, implantologia, endodontia, medicina dentária forense, periodontologia e cirurgia oral (Correia & Salgado, 2012; Jacobs & Quirynem, 2014; Lavanya et al., 2016; Pauwels et al., 2014; Roberts et al., 2009; Shah et al., 2014).

#### **3.2.8.1. Implantologia**

De acordo com a EAO (European Association for Osseointegration) e o ICOI (International Congress of Oral Implantologists), se a avaliação clínica dos locais para a colocação do implante indicar que existe largura óssea suficiente e o exame radiográfico convencional revelar os limites anatómicos relevantes, a altura e espaço ósseo adequados, nenhuma imagem adicional será necessária para a colocação do implante (Suomalainen et al., 2015).

A realização de um CBCT antes e depois da colocação do implante oferece ao clínico informações importantes. No pré-operatório, pode determinar com precisão a quantidade e a qualidade do osso disponível, a localização precisa do canal mandibular, visualização transversal dos contornos da crista alveolar e a capacidade de medir com precisão a largura e altura do osso alveolar. Permitem uma boa visualização dos seios maxilares, de assimetrias ou de calcificações, fazer medições precisas do comprimento, largura e ângulo do implante (Correia & Salgado, 2012; Harini & Krishnan, 2019; Höschel & Juhasz, 2018; Hubar & Caballero, 2017; Shah et al., 2014).

A pré-fabricação de uma guia cirúrgica e o uso de um software de planeamento cirúrgico fornecem ao clínico informações valiosas para avaliar e selecionar o local adequando para a colocação do implante (Hubar & Caballero, 2017). Estas guias cirúrgicas vieram diminuir ainda mais a possibilidade de lesão de estruturas adjacentes (Kumar et al., 2015).

### **3.2.8.2. Cirurgia Oral**

Os clínicos que estejam a realizar exodontias de rotina podem não beneficiar com o CBCT. No entanto, as exodontias de terceiros molares inferiores impactados são muitas vezes complicadas pela sua aproximação ao canal mandibular. O CBCT melhora a visibilidade deste canal e das suas ramificações, que não podem ser visíveis claramente na imagem panorâmica convencional ou na radiografia intraoral. As imagens seccionais permitem que se visualize mais precisamente a relação entre estas duas estruturas (Hubar & Caballero, 2017; Ogawa et al., 2016).

O CBCT pode determinar a relação espacial do dente incluso em relação aos outros dentes ou estruturas nobres, por exemplo o canino superior (incluindo a sua relação com as raízes dos incisivos laterais). É possível também diagnosticar se o dente está a erupcionar numa posição ectópica ou se existem dentes supranumerários (Ahmad et al., 2012; Correia & Salgado, 2012).

O clínico consegue também obter informações suplementares sobre qual a melhor abordagem para ter acesso ao dente, se por lingual ou vestibular, diminuir os riscos e aumentar a precisão da cirurgia (Correia & Salgado, 2012; Hubar & Caballero, 2017).



As raízes dos molares encontram-se também muito próximas ao seio maxilar. Os ápexes das raízes podem projetar-se anatomicamente no assoalho do seio, causando pequenas elevações ou proeminências ao longo do seio maxilar. As radiografias periapicais podem transmitir a impressão de que as raízes se projetam na cavidade sinusal, o que pode ser uma ilusão. É o exame de escolha quando uma avaliação da relação íntima entre as raízes dos dentes e o seio maxilar é necessária. Devido a esta proximidade, doenças de origem odontogénica são frequentemente encontradas no seio maxilar (Mallya et al., 2019).

### **3.2.8.3. Endodontia**

Para a maioria das aplicações em endodontia, um CBCT com um FOV pequeno é preferida a um CBCT com o FOV grande pelas seguintes razões: (1) Resolução espacial aumentada e (2) Diminuição da exposição à radiação do doente (Harini & Krishnan, 2019).

Os CBCT de alta resolução e volume limitado podem ser usados em casos endodônticos complicados, quando os métodos convencionais de imagem não fornecem as informações adequadas (Suomalainen et al., 2015).

Ajuda a detetar a doença periapical mais precocemente, com maior sensibilidade e precisão do que uma radiografia periapical, a calcular o tamanho preciso, a extensão e a posição natural de uma lesão periapical e das lesões de reabsorção (Correia & Salgado, 2012).

Outras aplicações do CBCT na endodontia são a análise do número de raízes e estabelecer os seus cumprimentos de trabalho, localização de canais acessórios, morfologia radicular (tipo e angulação radicular), localização de instrumentos fraturados no canal e planeamento de cirurgias endodónticas (Harini & Krishnan, 2019; Höschel & Juhasz, 2018; Hubar & Caballero, 2017; Shah et al., 2014).

É mais favorável que as radiografias periapicais na deteção de fraturas nas direções medio-distal ou vestibulo-lingual e na visualização de perfurações radiculares (Kumar et al., 2015).

#### **3.2.8.4. Ortodontia**

A avaliação das posições dentárias e padrões de erupção dos dentes inclusos são complicados, mas podem ser facilitados com o software de diagnóstico e planeamento do CBCT. Existem softwares específicos para se obter uma cefalometria, o que permite uma análise do crescimento facial, idade dentária, função das vias aéreas e distúrbios na erupção dentária (Höschel & Juhasz, 2018). O CBCT pode fornecer uma visualização aprimorada das raízes, tornando-se uma ferramenta valiosa para avaliar a reabsorção radicular pré e pós tratamento ortodôntico (Harini & Krishnan, 2019; Shah et al., 2014).

As principais aplicações em ortodontia são a avaliação do posicionamento tridimensional dos dentes retidos e a sua relação com os dentes e estruturas adjacentes, avaliação do grau de reabsorção radicular de dentes adjacentes aos caninos retidos, visualização das tábuas ósseas, vestibular e lingual, e a remodelação após a movimentação dentária, avaliação das dimensões das vias áreas superiores, avaliação de defeitos ósseos alveolares para a colocação de microimplantes de ancoragem ortodôntica, medição exata do diâmetro mesiodistal de dentes permanentes não erupcionados para avaliar a discrepância dentomaxilar e avaliações cefalométricas (Correia & Salgado, 2012).

A avaliação da fenda palatina é uma possível aplicação do CBCT em ortodontia e cirurgia. O exame pode ser utilizado para determinar o volume de osso necessário para o enxerto e a adequação do preenchimento ósseo após a cirurgia (Suomalainen et al., 2015).

O CBCT é também uma ferramenta útil na avaliação da proximidade do dente com estruturas vitais que podem interferir no tratamento ortodôntico. O CBCT atua como uma técnica visual de orientação para inserção segura de âncoras e também avaliar a densidade óssea antes, durante e depois do tratamento, especialmente em casos que necessitem da colocação de microimplantes como âncoras temporárias (Kumar et al., 2015). A colocação de microimplantes poderá ser facilitada com a construção de uma guia cirúrgica feita a partir das imagens do CBCT (Correia & Salgado, 2012).

#### **3.2.8.5. Periodontologia**

O CBCT provou ser uma ferramenta clínica prática para detetar defeitos intraósseos e de furca, deiscência, fenestração e quistos periodontais. Fornece uma descrição morfológica detalhada do osso com margens de erro mínimas. O CBCT também tem sido utilizada

para avaliar o resultado da terapia periodontal regenerativa (Harini & Krishnan, 2019; Kumar et al., 2015; Shah et al., 2014).

Pode ser utilizada de uma forma objetiva e exata para visualizar as modificações do osso ao longo do tempo. Permite avaliar se continua a existir uma doença periodontal melhor do que uma radiografia periapical, o que poderá conduzir a uma alteração do plano de tratamento, assim como a uma melhor previsão dos resultados do tratamento da periodontite apical (Correia & Salgado, 2012).

### **3.2.8.6. Patologia Oral**

Igualmente importante é a visualização de lesões odontogénicas com o CBCT. O CBCT também tem um papel útil na avaliação de patologia óssea dos maxilares, por exemplo quistos/tumores odontogénicos, e geralmente é muito útil no acompanhamento, principalmente na região maxilar (Höschel & Juhasz, 2018; Suomalainen et al., 2015).

A visualização da patologia óssea em 3 dimensões pode beneficiar bastante o planeamento do tratamento, particularmente quando a cirurgia oral esteve envolvida. Localização de anomalias como a sialolitíase e o quisto ósseo de Stafne podem ser diagnosticadas facilmente com a visualização dos planos sagital e axial (Hubar & Caballero, 2017).

As vistas em múltiplos planos do CBCT fornecem informações importante acerca da presença e extensão da reabsorção óssea, esclerose do osso adjacente, expansão cortical e calcificações internas ou externas e proximidade com outras estruturas anatómicas. Se as bordas da lesão forem visualizadas com clareza, várias radiografias extraorais simples com várias angulações podem fornecer informações adequadas sobre o tamanho da lesão. Devido à sobreposição de grandes volumes de tecidos, as radiografias extraorais comuns geralmente não conseguem fornecer informações confiáveis sobre a estrutura interna da lesão (Ahmad et al., 2012).

A limitação das radiografias mais convencionais na descrição das margens de uma lesão benigna, também é encontrada nas lesões malignas. Uma lesão pode ter o aspeto de uma lesão benigna nas radiografias panorâmicas e revelar características de lesão maligna no

CBCT. Em comparação com as margens suaves de quistos e tumores benignos, as margens das lesões malignas são irregulares, podendo estas ser identificadas no seu estágio inicial no CBCT (Ahmad et al., 2012).

No entanto, como já falado anteriormente, não é o exame adequado para avaliação de lesões que envolvam tanto os tecidos moles como o osso, uma vez que os tecidos moles são avaliados favoravelmente na tomografia computadorizada convencional, a não ser que apenas o osso seja o elemento a ser investigado (Dawood et al., 2009; Shah et al., 2014).

### **3.2.8.7. Diagnósticos da Articulação Temporomandibular**

O CBCT é aplicado para caracterizar as mudanças do côndilo e a aparência e função da ATM e também mostrou benefícios no seu diagnóstico e terapia. Esta técnica é apropriada para aceder às variações na forma e no tamanho do côndilo de um lado e do outro (Höschel & Juhasz, 2018).

A disfunção temporomandibular pode estar relacionada com mudanças ósseas contínuas na articulação temporomandibular. O CBCT fornece imagens da articulação temporomandibular que são excelentes para revelar mudanças degenerativas e neoplásicas na região (Hubar & Caballero, 2017).

Muitas vezes, revela a possível luxação do disco na articulação, definindo a verdadeira posição do côndilo e a extensão da translação do mesmo na fossa. O CBCT é um método valioso de escolha em casos de trauma, dor, disfunção e anquilose fibro-óssea, bem como na detecção de erosão cortical condilar e quistos (Kumar et al., 2015; Shah et al., 2014).

### **3.2.8.8. Medicina dentária forense**

A estimativa da idade dentária é considerada um fator importante no campo das ciências forenses. Um método não invasivo para a avaliação da idade dentária pode ser realizado

com o CBCT, na qual uma estimativa da idade do doente pode ser derivada da razão entre a polpa e o dente do doente (Kumar et al., 2015).

#### **3.2.8.9. Outras aplicações**

Uma das limitações do uso de exames MDCT na área maxilofacial são os artefactos decorrentes de restaurações metálicas. Pontes extensas ou restaurações metálicas podem tornar a digitalização da MDCT praticamente sem utilidade para diagnóstico. Tais artefactos de objetos metálicos são menores nas imagens do CBCT. Portanto, o CBCT é uma modalidade de imagem para avaliar objetos metálicos na face tais como fragmentos de projéteis, após acidentes automóveis ou industriais e para localizar agulhas dentárias retidas ou fios cirúrgicos (Ahmad et al., 2012).



### III. CONCLUSÃO

Foram apresentadas diversas técnicas imagiológicas comumente utilizadas na cirurgia oral, as suas vantagens e desvantagens e as suas aplicações na medicina dentária. Passando pelas técnicas mais tradicionais a duas dimensões como as radiografias intraorais e ortopantomografia até às técnicas tridimensionais como tomografia computadorizada dita convencional e a de feixe cónico.

Os métodos bidimensionais são ainda os métodos imagiológicos mais utilizados em medicina dentária, embora a quantidade de informação útil adquirida seja limitada, uma vez que as estruturas tridimensionais posicionadas entre a película e a fonte de radiação são comprimidas em imagens bidimensionais, o que dificulta o diagnóstico.

As radiografias intraorais têm uma grande resolução, mas capturam apenas uma área limitada da cavidade oral e são mais suscetíveis a distorção e ampliação, quando não são efetuadas corretamente. É aconselhado pelos vários autores que neste caso seja preferida a técnica do paralelismo, pois é mais fácil de executar e menos suscetível a erros.

Nos exames extraorais, a ortopantomografia é efetuada muitas vezes como exame de rotina na primeira consulta para avaliação geral do doente, não sendo muitas vezes suficiente no caso de cirurgia de dentes inclusos. Deve ser o exame imagiológico inicial no planeamento pré-cirúrgico, sendo complementado com radiografias intraorais se necessário. Apenas quando as informações destes exames não são suficientes, deve ser então utilizado um exame tridimensional ou quando o seu uso poderá oferecer informações pertinentes para o planeamento cirúrgico.

O CBCT fornece imagens digitais em três dimensões com uma dose de radiação efetiva mais baixa do que a conseguida com a TC convencional e não muito mais alta que as técnicas de imagem convencionais.

É uma técnica cada vez mais preferida pelos autores consultados para o diagnóstico de lesões ósseas, uma vez que o seu uso é limitado para avaliar os tecidos moles. Tem muitas vantagens em relação à TC convencional, tais como a redução do tempo de digitalização, a dose de radiação e o custo mais baixo. No entanto, é ainda afetado por artefactos e ruído.

Para avaliação de tecidos moles, a TC é mais recomendada que o CBCT, não sendo no entanto mesmo assim, o exame de eleição. No entanto, tem uma dose de radiação alta e

deve ser apenas utilizado quando o CBCT não estiver disponível para avaliação dos tecidos duros.

No futuro, com a pesquisa continua, vai ser possível verificar com mais precisão as indicações para este exame, sendo que no presente a sua principal indicação em cirurgia oral é o esclarecimento da relação de estruturas nobres com dentes ou lesões e planificação de reabilitações dentárias com implantes osteointegrados.

A relação entre a qualidade de imagem e dose de radiação do CBCT fazem desta, uma técnica muito atraente para o planeamento pré-cirúrgico. Uma vez que se trata de uma técnica com um interesse crescente, é esperado que futuras evoluções sejam conseguidas tais como novos softwares, algoritmos e computadores mais potentes, detetores mais sensíveis que permitam diminuir a quantidade de radiação e emissores de radiação, com novas funcionalidades, o que abrirá um leque de novas possibilidades para além de melhorar as funções anteriores.



#### IV. BIBLIOGRAFIA

- Abramovitch, K., & Rice, D. D. (2014). Basic principles of cone beam computed tomography. *Dental Clinics of North America*, 58(3), 463–484. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2014.03.002>
- Ahmad, M., Jenny, J., & Downie, M. (2012). Application of cone beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. *Australian Dental Journal*, 57(1), 82–94. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2011.01661.x>
- Aytés, L. B., & Escoda, C. G. (2004). *Tratado de Cirugía Bucal Tomo I*.
- Boeddinghaus, R., & Whyte, A. (2008). Current concepts in maxillofacial imaging. *European Journal of Radiology*, 66(3), 396–418. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2007.11.019>
- Bornstein, M., Horner, K., & Jacobs, R. (2017). Use of cone beam computed tomography in implant dentistry: current concepts, indications and limitations for clinical practice and research. *Periodontology 2000*, 73(1), 51–72. <https://doi.org/10.1111/prd.12161>
- Bornstein, M., Scarfe, W., Vaughn, V., & Jacobs, R. (2014). Cone Beam Computed Tomography in Implant Dentistry: A Systematic Review Focusing on Guidelines, Indications, and Radiation Dose Risks. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(Supplement), 55–77. <https://doi.org/10.11607/jomi.2014suppl.g1.4>
- Correia, F., & Salgado, A. (2012). Tomografia computadorizada de feixe cônico e a sua aplicação em Medicina Dentária. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentaria e Cirurgia Maxilofacial*, 53(1), 47–52. <https://doi.org/10.1016/j.rpemd.2011.11.010>
- Dawood, A., Patel, S., & Brown, J. (2009). Cone beamTC in dental practice. *British Dental Journal*, 207(1), 23–28. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2009.560>
- Freitas, A.; Rosa, J.E.; Souza, I. F.. (2004). *Radiologia Odontológica*. 6ª ed. São Paulo: Artes Médicas.

- Ginat, D. T., & Gupta, R. (2014). Advances in computed tomography imaging technology. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 16, 431–453. <https://doi.org/10.1146/annurev-bioeng-121813-113601>
- Gohel, A., Oda, M., Katkar, A. S., & Sakai, O. (2018). Multidetector Row Computed Tomography in Maxillofacial Imaging. *Dental Clinics of North America*, 62(3), 453–465. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2018.03.005>
- Guerrero, M. E., Jacobs, R., Loubele, M., Schutyser, F., Suetens, P., & van Steenberghe, D. (2006). State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clinical Oral Investigations*, 10(1), 1–7. <https://doi.org/10.1007/s00784-005-0031-2>
- Gutiérrez-Marquez, J. G., Avalos-Piña, L. Y., López-Valencia, A., Palacios-Pérez, L. L., Vega-Carrillo, H. R., & Rivera-Montalvo, T. (2018). OSL dosimeters for dental panoramic radiography. *Applied Radiation and Isotopes*, 142(September), 32–37. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2018.09.010>
- Harini, N. S., & Krishnan, M. (2019). Dental computed tomography, cone-beam computed tomography - A review. *Drug Invention Today*, 11(1), 193–200.
- Höschel, K., & Juhasz, J. (2018). *Cone-beam CT for Dental Radiography*. <http://arxiv.org/abs/1812.03900>
- Hubar, J. S., & Caballero, P. (2017). *Fundamentals of Oral and Maxillofacial Radiology*.
- Jacobs, R., & Quirynem, M. (2014). Dental cone beam computed tomography : justification for use in planning oral implant placement. *Periodontology 2000*, 66, 203–213.
- Junior, O. C., Fenyó-Pereira, M., Ivanov, M., Takahashi, R., & Salomão, G. R. (2013). *Radiologia Odontológica e Imaginologia*.
- Kalathingal, S. M., Mol, A., Tyndall, D. A., Caplan, D. J., & Hill, C. (2007). In vitro assessment of cone beam local computed tomography for proximal caries detection. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 104(5), 699–704. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2006.08.032>

- Kiljunen, T., Kaasalainen, T., Suomalainen, A., & Kortensniemi, M. (2015). Dental cone beamTC: A review. *Physica Medica*, 31(8), 844–860. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.09.004>
- Kumar, M., Shanavas, M., Sidappa, A., & Kiran, M. (2015). Cone beam computed tomography - know its secrets. *Journal of International Oral Health : JIOH*, 7(2), 64–68. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25859112><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4377156>
- Lavanya, R., Gandhi Babu, D. B., Waghray, S., Chaitanya, N. C. S. K., Mamatha, B., & Nithika, M. (2016). A questionnaire cross-sectional study on application of CBCT in dental postgraduate students. *Polish Journal of Radiology*, 81, 181–189. <https://doi.org/10.12659/PJR.895688>
- Liang, H. (2018). Imaging in Orofacial Pain. *Dental Clinics of North America*, 62(4), 533–551. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2018.05.003>
- MacDonald, D. (2017). Cone-beam computed tomography and the dentist. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 8(1), 1–6. <https://doi.org/10.1111/jicd.12178>
- Mallya, S. M., Lam, E. W. N., Board, A., Radiology, M., Chapman, K., Science, C., & Dean, A. (2019). *White and Pharoah ' s Oral Radiology Principles and Interpretation*.
- Mupparapu, M., & Nadeau, C. (2015). Oral and Maxillofacial Imaging. *Dental Clinics of North America*, 60(1), 1–37. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2015.08.001>
- Nicholls, M. (2019). Wilhelm C. Röntgen discoverer of X-rays. *European Heart Journal*, 40(20), 1584–1586. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehz278>
- Ogawa, A., Fukuta, Y., Nakasato, H., & Nakasato, S. (2016). Evaluation by dental cone-beam computed tomography of the incidence and sites of branches of the inferior dental canal that supply mandibular third molars. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 54(10), 1116–1120. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2016.08.007>

- Panchbhai, A. (2015). Wilhelm Conrad Röntgen and the discovery of X-rays: Revisited after centennial. *Journal of Indian Academy of Oral Medicine and Radiology*, 27(1), 90. <https://doi.org/10.4103/0972-1363.167119>
- Patel, S., Brown, J., Pimentel, T., Kelly, R. D., Abella, F., & Durack, C. (2019). Cone beam computed tomography in Endodontics – a review of the literature. *International Endodontic Journal*, 52(8), 1138–1152. <https://doi.org/10.1111/iej.13115>
- Pauwels, R., Zhang, G., Theodorakou, C., Walker, A., Bosmans, H., Jacobs, R., Bogaerts, R., & Horner, K. (2014). Effective radiation dose and eye lens dose in dental cone beamTC: Effect of field of view and angle of rotation. *British Journal of Radiology*, 87(1042). <https://doi.org/10.1259/bjr.20130654>
- Pisco, J. M; Souza, L. A.. (2009). Noções fundamentais de imagiologia. 2ªedição, Lidel. Lisboa.
- Reddy, G. S., Kimkar, A. S., Panwar, P. S., Bhupathi, A., Priyanka, J., & Aswini, S. (2019). Cone Beam Computed Tomography versus Digital Orthopantomography in Sinus Augmentation Procedures: 2D Versus 3D Imaging. *Annals of Indian Academy of Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery*, 3(1), 17–25. <https://doi.org/10.4103/aiao.aiao>
- Rios, H. F., Borgnakke, W. S., & Benavides, E. (2017). The Use of Cone-Beam Computed Tomography in Management of Patients Requiring Dental Implants: An American Academy of Periodontology Best Evidence Review. *Journal of Periodontology*, 88(10), 946–959. <https://doi.org/10.1902/jop.2017.160548>
- Roberts, J. A., Drage, N. A., Davies, J., & Thomas, D. W. (2009). Effective dose from cone beamTC examinations in dentistry. *British Journal of Radiology*, 82(973), 35–40. <https://doi.org/10.1259/bjr/31419627>
- Scarfe, W. C., & Farman, A. G. (2008). What is Cone-BeamTC and How Does it Work? *Dental Clinics of North America*, 52(4), 707–730. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2008.05.005>
- Scarfe, W. C., Li, Z., Aboelmaaty, W., Scott, S. A., & Farman, A. G. (2012).

- Maxillofacial cone beam computed tomography: Essence, elements and steps to interpretation. *Australian Dental Journal*, 57, 46–60. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2011.01657.x>
- Shah, N., Bansal, N., & Logani, A. (2014). Recent advances in imaging technologies in dentistry. *World Journal of Radiology*, 6(10), 794–807. <https://doi.org/10.4329/wjr.v6.i10.794>
- Shahbazian, M., & Jacobs, R. (2012). Diagnostic value of 2D and 3D imaging in odontogenic maxillary sinusitis: a review of literature. *Journal of Oral Rehabilitation*, 39, 294–300. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2011.02262.x>
- Suomalainen, A., Pakbaznejad Esmacili, E., & Robinson, S. (2015). Dentomaxillofacial imaging with panoramic views and cone beamTC. *Insights into Imaging*, 6(1), 1–16. <https://doi.org/10.1007/s13244-014-0379-4>
- Thongvigitmanee, S. S., Kasemsarn, S., Sirisalee, P., Aootaphao, S., Rajruangrabin, J., Yampri, P., Srivongsa, T., Sa-Ing, V., & Thajchayapong, P. (2013). DentiScan: The first cone-beamTC scanner for dental and maxillofacial imaging developed in Thailand. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, 1–3. <https://doi.org/10.1109/NSSMIC.2013.6829132>
- Thongvigitmanee, S. S., Pongnapang, N., Aootaphao, S., Yampri, P., Srivongsa, T., Sirisalee, P., Rajruangrabin, J., & Thajchayapong, P. (2013). Radiation dose and accuracy analysis of newly developed cone-beamTC for dental and maxillofacial imaging. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 2356–2359. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2013.6610011>
- Van Assche, N., Van Steenberghe, D., Guerrero, M. E., Hirsch, E., Schutyser, F., Quirynen, M., & Jacobs, R. (2007). Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: A pilot study. *Journal of Clinical Periodontology*, 34(9), 816–821. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2007.01110.x>
- Van Der Stelt, P. F. (2008). Better imaging: The advantages of digital radiography. *Journal of the American Dental Association*, 139(SUPPL.), S7–S13.

<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2008.0357>

- Vandenbergh, B., Jacobs, R., & Bosmans, H. (2010). Modern dental imaging: A review of the current technology and clinical applications in dental practice. *European Radiology*, 20(11), 2637–2655. <https://doi.org/10.1007/s00330-010-1836-1>
- Williamson, G. F. (2011). Best Practices in Intraoral Digital Radiography. *Www.Rdhmag.Com*, 21(1), 80–87.
- Wolff, C., Mücke, T., Wagenpfeil, S., Kanatas, A., Bissinger, O., & Deppe, H. (2016). Do CBCT scans alter surgical treatment plans? Comparison of preoperative surgical diagnosis using panoramic versus cone-beamTC images. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 44(10), 1700–1705. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2016.07.025>
- Yel, I., Booz, C., Albrecht, M. H., Gruber-Rouh, T., Polkowski, C., Jacobi, M., Lenga, L., Schulz, M., Frank, J., Marzi, I., Vogl, T. J., Eichler, K., & Kaltenbach, B. (2019). Optimization of image quality and radiation dose using different cone-beamTC exposure parameters. *European Journal of Radiology*, 116(April), 68–75. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2019.04.005>
- Zakirov, A., Ezhov, M., Gusarev, M., Alexandrovsky, V., & Shumilov, E. (2018). *Dental pathology detection in 3D cone-beamTC. Midl*, 1–9. <http://arxiv.org/abs/1810.10309>
- Zegan, G., Anistoroaei, D., Cernei, E. R., Sodor-Botezatu, A., Dascalu, C. G., & Golovcencu, L. (2019). Panoramic radiography versus cone-beam computed tomography in the therapeutic decision of the impacted teeth. *2019 7th E-Health and Bioengineering Conference, EHB 2019*, 19–22. <https://doi.org/10.1109/EHB47216.2019.8969982>
- Zhang, Z., Han, X., Bian, J., Kusnoto, B., Sidky, E. Y., & Pan, X. (2013). Preliminary study of optimization-based image reconstruction from dental cone-beamTC data. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, 1–3. <https://doi.org/10.1109/NSSMIC.2013.6829125>